

Validierung des Einflusses komprimierender Sleeves auf die  
Unterschenkelmuskulatur während motorischer Belastung

**Dissertation**  
**zur Erlangung des akademischen Grades**

doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Martin Bina**

**geboren am 07.01.1991 in Schlema**

## **Gutachter**

- 1. apl. Prof. Dr. Christoph Anders, Jena**
- 2. apl. Prof. Dr. Frank Richter, Jena**
- 3. PD Dr. Wolfgang Laube, Altsch**

**Tag der öffentlichen Verteidigung: 2.4.2019**

1.	Abkürzungsverzeichnis .....	1
2.	Zusammenfassung .....	3
3.	Einleitung .....	5
3.1	Evolution der menschlichen Lokomotion.....	5
3.2	Gang- und Laufzyklus .....	6
3.2.1	Gehen .....	7
3.2.2	Rennen.....	8
3.3	Anatomie und Funktion der Unterschenkelmuskulatur.....	9
3.3.1	Plantare Flexoren.....	10
3.3.2	Dorsale Extensoren .....	13
3.4	Sport und Hilfsmittel .....	14
3.4.1	Sleeves und bisherige Forschung .....	16
3.5	Elektromyographie .....	18
3.5.1	Physiologische Grundlagen.....	18
3.5.2	EMG-Technik und Signalverarbeitung .....	19
3.5.3	Fragestellung an die Elektromyographie.....	21
3.6	Ermüdung .....	22
3.6.1	Periphere Ermüdung.....	22
3.6.2	Zentrale Ermüdung.....	22
3.6.3	Ermüdungszeichen im Oberflächenelektromyogramm.....	23
3.7	Ziele der Arbeit.....	23
4.	Methodik .....	25
4.1	Probanden .....	25
4.2	Untersuchung.....	27
4.2.1	Probandenvorbereitung .....	27

4.2.2	Untersuchungsablauf.....	27
4.3	Material.....	32
4.3.1	Oberflächen-Elektromyographie .....	32
4.3.2	Sleeves.....	35
4.4	Signalverarbeitung.....	36
4.4.1	Statische Daten.....	37
4.4.2	Dynamische Daten .....	37
4.4.3	Statischer Ermüdungsteil.....	38
4.5	Auswerteparameter.....	38
4.5.1	Statik.....	38
4.5.2	Ermüdung .....	38
4.5.3	Dynamik .....	38
4.6	Statistische Analyse.....	39
4.6.1	Zeitunabhängige Daten .....	39
4.6.2	Zeitabhängige Daten .....	39
5.	Ergebnisse .....	41
5.1	Statik.....	41
5.1.1	Analyse der Einflussfaktoren in der statischen Situation.....	41
5.1.2	Zusammenfassung statische Situation.....	43
5.2	Statische Ermüdungsbelastung .....	43
5.2.1	Haltezeiten.....	43
5.2.2	Analyse der OEMG- Einflussfaktoren in der statischen Ermüdungssituation ...	44
5.2.3	Zusammenfassung statische Ermüdungssituation .....	48
5.3	Dynamik .....	48
5.3.1	Darstellung der zeitunabhängigen mittleren Amplitudenwerte.....	48
5.3.2	Darstellung der zeitabhängigen mittleren Amplitudenwerte.....	54

6.	Diskussion .....	60
6.1	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	60
6.1.1	Änderung der Auswerteparameter in der statischen Situation .....	60
6.1.2	Änderung der Auswerteparameter in der statischen Ermüdungssituation .....	60
6.1.3	Änderung der Auswerteparameter in der dynamischen Situation.....	61
6.2	Evaluation und Diskussion der aufgestellten Hypothesen .....	62
6.2.1	Hypothese für die statische Situation .....	62
6.2.2	Hypothesen für die statische Ermüdungssituation .....	63
6.2.3	Hypothesen für die dynamische Situation.....	66
6.3	Einflussfaktoren auf den Effekt der US-Sleeves .....	72
6.3.1	Temperatur .....	72
6.3.2	Kompressionskraft .....	73
6.3.3	Lokomotionsarten und -geschwindigkeiten .....	75
7.	Schlussfolgerung .....	81
8.	Literatur- und Quellenverzeichnis.....	83
9.	Anhang .....	87
9.1	Untersuchungsprotokoll.....	87
9.2	Probandenaufklärung.....	90
9.3	Einverständniserklärung .....	92
9.4	Danksagung .....	94
9.5	Ehrenwörtliche Erklärung.....	95

# 1. Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	engl.: <i>analysis of variance</i> (Varianzanalyse)
BMI	Body Mass Index
CMAPD	engl.: <i>cumulative muscle activity per distance traveled</i> (kumulativer muskulärer Aufwand pro zurückgelegte Strecke)
COT	engl.: <i>cost of transport</i> (Energieaufwand pro zurückgelegte Strecke)
dist.	distal/-is
EEG	Elektroenzephalogramm/-graphie
EKG	Elektrokardiogramm/-graphie
EMG	Elektromyogramm/-myographie
engl.	englisch
FL	lateinisch: <i>Musculus fibularis longus</i>
G	Gehen
ggf.	gegebenenfalls
GRF	engl.: <i>ground reaction forces</i> (Bodenreaktionskräfte)
IC	engl.: <i>Inicial contact</i> (initialer Kontakt)
KS	Kompressions-Sleeves
IMD	intramuskuläre Druck
intermed.	intermedialis
intermusc.	intermuscularis
ISw	engl.: <i>Initial swing</i> (initiale Schwungphase)
lat.	lateralis
LG	lateinisch: <i>Musculus gastrocnemius Caput laterale</i>
LR	engl.: <i>Loadig response</i> (Stoßdämpfungsphase)
M.	lat.: <i>Musculus</i> (Muskel)
med.	medial/-is
MF	mittlere OEMG-Frequenz
MG	lateinisch: <i>Musculus gastrocnemius Caput</i>

Mm.	<i>mediale</i> lateinisch: <i>Musculi</i> (Muskeln, Mehrzahl von <i>Musculus</i> )
MMT	engl.: <i>manual muscle test</i> (Test der maximalen muskulären Aktivierung)
MSt	engl.: <i>Midstance</i> (mittlere Standphase)
MSw	engl.: <i>Midswing</i> (mittlere Schwungphase)
MUAP	engl.: <i>motor unit action potential</i> (Summenaktionspotential einer motorischen Einheit)
MVC	engl.: <i>maximum voluntary contraction</i> (maximale Willkürkontraktion)
MW	Mittelwert
MZP	Messzeitpunkt
n.s.	nicht signifikant
ob.Q.	oberes Quartil
OEMG	Oberflächenelektromyogramm/-myographie
PSw	engl.: <i>Preswing</i> (Vorschwungphase)
R	Rennen
rms	engl.: <i>root mean square</i> (Wurzel des Mittels der Amplitudenquadrate)
SD	engl.: <i>standard deviation</i> (Standartabweichung)
SO	lateinisch: <i>Musculus soleus</i>
TA	lateinisch: <i>Musculus tibialis anterior</i>
TO	engl.: <i>Toe off</i> (Abheben der Großzehe)
TSt	engl.: <i>Terminal stance</i> (terminale Standphase)
TSw	engl.: <i>Terminal swing</i> (terminale Schwungphase)
unt.Q.	unteres Quartil
US	Unterschenkel
ZBS	Zweibeinstand

## **2. Zusammenfassung**

Das Bestreben nach immer besseren Leistungen im Sport führt seit nun mehr als einem Jahrhundert zu innovativen Erfindungen auf dem Gebiet der legalen Leistungsoptimierung. Komprimierende Unterschenkel-Sleeves (US-Sleeves) ergänzen seit einigen Jahren das Angebot der leistungsunterstützenden Artikel für eine Reihe von Sportarten. Den Produkten werden fördernde Effekte auf die Durchblutung zugeschrieben, die sich positiv auf die körperliche Ausdauer auswirken und zudem zu einer verminderten Ermüdbarkeit der Muskulatur führen sollen. Der von der Sportindustrie vermittelte Eindruck über die Wirkung von Kompressions-Sleeves (KS) beim Laufen konnte von der bisherigen Forschung nicht eindeutig bestätigt werden. Insbesondere die umstrittene Wirksamkeit und der unklare Wirkmechanismus der Kompression auf die Muskulatur lassen viele Fragen offen. Der aktuelle Forschungsstand zu Kompressionseffekten von US-Sleeves berichtet vor allem über einen positiven Einfluss auf die venöse Hämodynamik und eine Reduktion von schrittinduzierten Stoßkräften. Über den Einfluss von Kompression auf die lokale und systemische Sauerstoffversorgung und die körperliche Leistung liegen häufig wenig eindeutige oder sogar widersprüchliche Studienergebnisse vor.

In dieser Arbeit wurde mit Hilfe der Oberflächen-Elektromyographie der Einfluss von komprimierenden US-Sleeves auf die Unterschenkel-Muskulatur während Lokomotion evaluiert. Es wurden insgesamt 22 gesunde sportlich aktive Männer untersucht, die mit US-Sleeves ausgestattet wurden. Die Probanden nahmen im Abstand von 4 Wochen an zwei Untersuchungen teil, die abwechselnd mit und ohne Applikation der US-Sleeves durchgeführt wurden. Es wurden insgesamt 5 Unterschenkelmuskeln beidseitig mittels OEMG analysiert. Die applizierte lokomotorische Belastung umfasste Gehgeschwindigkeiten von 4, 6 und 8 km/h, die Aktivität während definierter Laufbelastungen erfolgte bei 8, 10, 12 und 14 km/h, welche alle auf einem Laufband absolviert wurden. Zur Vermeidung ungewollter Ermüdungseffekte wurden für jede untersuchte Geschwindigkeit jeweils lediglich 30 vollständige Doppelschritte absolviert. Weiterhin erfolgte eine statische Ermüdungsbelastung, bei der die Probanden eine modifizierte Variante des Wandsitzes einnahmen. Hierbei sollten alle untersuchten Beinmuskeln einer relevanten Belastung ausgesetzt werden, um damit eine Ermüdung zu provozieren. Nach dieser statischen Belastung erfolge eine erneute lokomotorische Belastung genau wie zu Beginn. Zur Quantifizierung der Muskelaktivität wurde für jede Einzelmessung aus den Rohdaten der Root Mean Square-Wert (rms) berechnet. Das Ziel dieser Arbeit war es herauszufinden, ob durch das Tragen der US-Sleeves eine systematische Beeinflussung von Beanspruchungsparametern der Unterschenkelmuskulatur hervorgerufen wird.

In der Ermüdungssituation und in der dynamischen Belastung nach der Ermüdung konnten keine Effekte der US-Sleeves auf die OEMG-Parameter nachgewiesen werden. Ein



systematischer Effekt der US-Sleeves wurde lediglich in der dynamischen Situation vor der Ermüdung beobachtet. Dabei konnten praktisch durchgehend Reduktionen der rms aller getesteten Muskeln gesehen werden. Der amplitudenreduzierende Effekt der US-Sleeves in der dynamischen Situation vor der Ermüdung wurde dann mit Hilfe von zeitunabhängigen Mittelwerten der relativen Veränderung und Verlaufskurven im Detail beschrieben.

Signifikante Reduktionen bei jeder Testgeschwindigkeit wies der M. soleus auf, der mit einer durchschnittlichen Reduktion von 17% im Feld aller Testmuskeln die höchste Ausprägung der aktivierungssenkenden Wirkung der US-Sleeves zeigte. Auch bei allen weiteren Testmuskeln konnten signifikante Reduktionen der muskulären Aktivierung beim Gehen und Rennen beobachtet werden. Gemittelt über alle Testsituationen betrug die relative Reduktion der mittleren Amplitude in der Situation mit Sleeve beim Gehen 12,5% und beim Rennen 13,6%, womit für beide Lokomotionsarten ein gleich stark ausgeprägter aktivierungssenkender Effekt der US-Sleeves gezeigt werden kann.

Mit Hilfe der Zeitverlaufsdaten konnte der Einfluss von Kompression innerhalb des Lokomotionszyklus evaluiert werden. In der Analyse von Aktivierungsreduktionen zu den Phasen auftretender Amplitudenspitzen konnte beim Tragen der US-Sleeves gesehen werden, dass beim Gehen von 6 km/h und beim Rennen von 10 km/h bei allen Testmuskeln dort die höchsten relativen Amplitudenreduktionen auftraten. Somit kann davon ausgegangen werden, dass in diesen Geschwindigkeitsbereichen und Aktivitätsphasen ein optimales Verhältnis zwischen applizierter äußerer Kompression und dem durch muskuläre Kontraktion bedingten intramuskulärer Druck (IMD) herrscht. Damit hängt die Wirkung der US-Sleeves von der Lokomotionsgeschwindigkeit ab. Zudem konnten auch in Phasen niedriger muskulärer Aktivierung signifikante Amplitudensenkungen in den Verlaufsdaten beobachtet werden. Im Zusammenhang mit dem vermuteten Verhältnis zwischen äußerer Kompression und dem IMD kann die Hypothese aufgestellt werden, dass die aktivierungsreduzierende Wirkung der US-Sleeves durch zweierlei entgegengesetzte physiologische Effekte zustande kommt, die abhängig von dem Verhältnis zwischen Kompression und dem aktuellen IMD wechseln. Wir vermuten, dass die äußere Kompression in Phasen muskulärer Kontraktion zu einer Reduktion des IMD führt und somit eine bessere arterielle Versorgung gewährleistet. In Phasen einer geringen muskulären Aktivierung wird der IMD von dem Anpressdruck der US-Sleeves übertroffen und der IMD erhöht, womit die Voraussetzung für einen verbesserten venösen Abtransport gegeben ist. Diese Hypothese kann anhand der rein elektrophysiologischen Studienergebnisse nicht bewiesen werden, allerdings ist damit ein ernstzunehmender Ausgangspunkt für weiterführende Forschungsarbeiten gegeben.

### **3. Einleitung**

#### **3.1 Evolution der menschlichen Lokomotion**

Die unteren Extremitäten des Menschen sind das essenzielle Instrument für freie bipedale Fortbewegung, so wie wir sie kennen. Durch den aufrechten Gang wurde der Gattung Homo über Millionen von Jahren ermöglicht, den Konkurrenzkampf um das Überleben auf dem Planeten Erde erfolgreich zu führen.

Die Entstehung des aufrechten Ganges bei den frühen Hominiden ist auf eine Zeit vor 8-10 Millionen Jahren zu vermuten, ein Zeitraum in dem es zur Teilung der menschlichen Abstammung von den Schimpansen kam. Die Fähigkeit des aufrechten Ganges hat sich zu einem festen Bestandteil der Fortbewegung entwickelt, einem Vorgang, der von einer Adaptation der frühmenschlichen Anatomie begleitet wurde. Durch strukturelle Veränderungen des Beckens kam es zu einer Verkürzung des Rumpfes und einer gleichzeitigen Verlegung des körperlichen Schwerpunktes knapp oberhalb der Hüftgelenke. Die relative Beinlänge wurde länger und die Glutealmuskulatur verringerte ihre Dominanz als Strecker im Hüftgelenk und nahm die Aufgabe der Rumpfaufrechthaltung und Beckenstabilisation beim Gehen an. Der heutige anthropologische Wissenstand lässt vermuten, dass der aufrechte Gang nicht nur ein Meilenstein der menschlichen Evolution war, sondern auch maßgeblich soziale Verhaltensweisen beeinflusst haben könnte (Lovejoy 1988).

Im Laufe der Zeit ermöglichte die Entwicklung den frühen Menschen eine weitere Art der Fortbewegung. Schon fossile Skelette der Hominiden von vor 2 Millionen Jahren weisen diverse Merkmale auf, denen eine große Bedeutung für das Laufen zugerechnet werden kann. So sorgen starke elastische Sehnen für die Möglichkeit Energie der Körpermasse beim Laufen zu speichern und im geeigneten Moment zu entfalten. Weiter spricht insbesondere ein relativ schmales Becken, ein proportional vergrößerter M. gluteus maximus und ein hochbeweglicher, vom Hals entkoppelter Rumpf für die Aneignung des Laufens als Gangart. Der Rumpf kann gemeinsam mit den Armen durch eine Gegenrotation beim Laufen zur besseren Stabilisierung des körperlichen Schwerpunktes dienen. Die Gesamtheit dieser Merkmale ermöglichte unseren Vorfahren neben dem aufrechten Gang eine weitere, schnellere Form der Lokomotion, das Laufen oder Rennen (Lieberman und Bramble 2007).

Im Vergleich zu vierbeinigen Säugetieren ist der Mensch in punkto Geschwindigkeit ein eher unterdurchschnittlicher Kandidat. Die Stärke der menschlichen Anatomie liegt in der

Fähigkeit, lange Strecken bei konstanter Geschwindigkeit zu überwinden. Ein wenig behaarter Körper und eine große Menge an Schweißdrüsen ermöglichen eine perfekte Kühlung bei körperlicher Überhitzung, insbesondere in klimatischen Gebieten mit höheren Temperaturen. Auch wenn wir beim Laufen im Vergleich zu ausdauerfähigen vierbeinigen Säugetieren einen um 50% höheren Energieaufwand (mass-adjusted COT) haben, ermöglicht uns ein effektiver aerober Metabolismus und gute Kühlung deutlich längere Strecken, bei für viele Vierbeiner auf Dauer untragbaren Geschwindigkeiten zu bewältigen (Bramble und Lieberman 2004).

### 3.2 Gang- und Laufzyklus

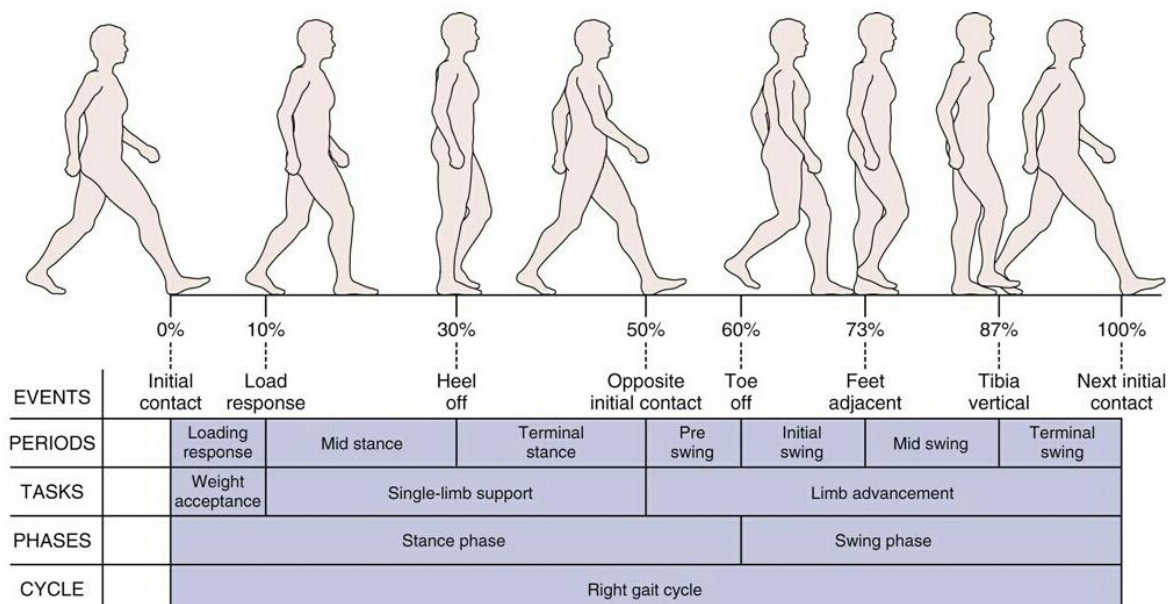


Abbildung 1: Der Gangzyklus mit seinen Hauptphasen (Phases; Stance phase: Standphase, Swing phase: Schwungphase) und Unterphasen (Periods; Übersetzungen im folgendem Textabschnitt). Ereignisse (Events; Initial contact: initialer Kontakt, Load response: Stoßdämpfungsphase, Heel off: Abheben der Ferse, Opposite initial contact: initialer Kontakt der Gegenseite, Toe off: Abheben der Großzehe, Feet adjacent: Aneinanderstellen der Füße, Tibia vertical: vertikale Stellung der Tibia, Next initial contact: folgender initialer Kontakt). Zyklus (Cycle; Right gait cycle: rechter Gangzyklus). Aufgaben (Tasks; Weight acceptance: Gewichtsannahme, Single-limb support: einbeinige Stütze, Limb advancement: Vorwärtskommen des Beines) (Neumann 2013).

### 3.2.1 Gehen

Der Gangzyklus (Abbildung 1) ist die grundlegende Bezugsgröße in der Ganganalyse. Der Zyklus beginnt, wenn ein Referenzfuß den Kontakt zum Boden aufnimmt und endet bzw. beginnt erneut, wenn derselbe Fuß den Boden ein zweites Mal berührt. Generell können zwei Phasen unterschieden werden. Die Standphase beschreibt die Dauer ab dem ersten Kontakt der Ferse bis zum Abheben der großen Zehe (Toe off=TO), TO markiert den Beginn der Schwungphase im Gangzyklus. In der Schwungphase wird der Fuß in einer Schwungbewegung nach vorne bewegt und bei erneuter Kontaktaufnahme ist die Schwungphase beendet. Der Moment des ersten Kontaktes wird im Gangzyklus als initialer Kontakt (Initial contact=IC) bezeichnet. Es folgen mehrere Unterphasen der Standphase. In der Stoßdämpfungsphase (englisch=loading response=LR) wird das Körpergewicht von dem Standbein übernommen und Stabilität muss gewährleistet werden. In der mittleren Standphase (englisch=midstance=MSt) kommt es zu einer Vorwärtsbewegung bis über den feststehenden kontralateralen Fuß, Bein- und Rumpfstabilität wird gewahrt. Weiter wird in der terminalen Standphase (englisch=terminal stance=TSt) die Vorwärtsbewegung des Körpers über das Standbein hinaus beendet, in der Vorschwungphase (englisch=preswing=PSw) wird die Positionierung des Beines für den Ablauf der Schwungphase vorbereitet. Die Schwungphase kann in drei Unterphasen eingeteilt werden. In der initialen Schwungphase (englisch=initial swing=ISw) wird der Fuß abgehoben und nach vorne gebracht. Die mittlere Schwungphase (englisch=midswing=MSw) zeichnet sich mit dem weiteren Nachvornebringen des Beines und dem Gewährleisten des Abstandes zwischen Fuß und Boden aus. In der terminalen Schwungphase (terminal swing=TSw) wird der Vorschwung beendet und das Bein auf den initialen Kontakt vorbereitet.

Weil die Standphase beim Gehen mehr als 50% des Gangzyklus beträgt, gibt es innerhalb einer Standphase zwei Zeitabschnitte, am Anfang und am Ende des Zyklus, in denen beide Füße in Kontakt zum Boden stehen (Novacheck 1998).

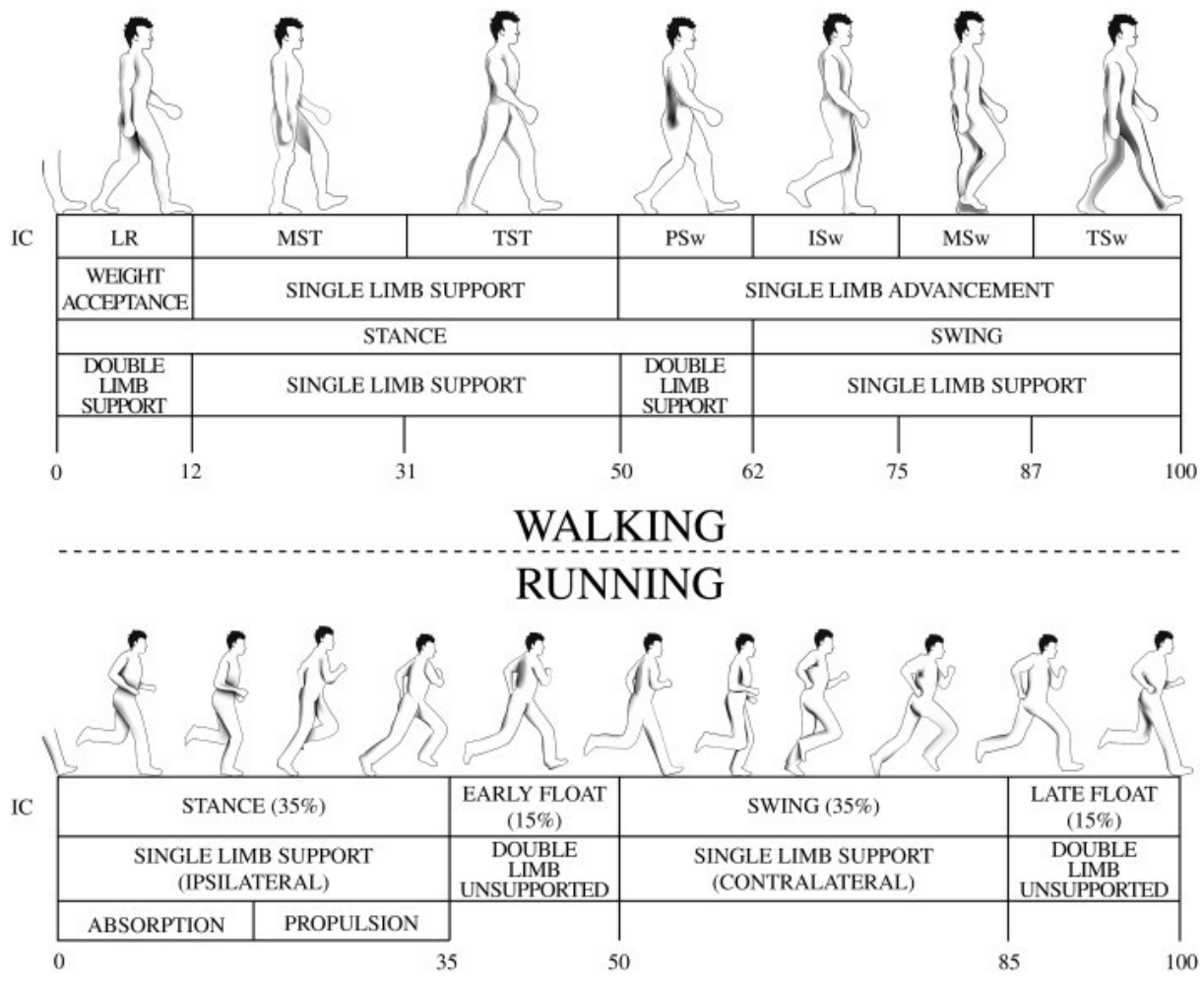


Abbildung 2: Direkter Vergleich der unterschiedlich ausgeprägten Hauptphasen des Gang- und Laufzyklus (Early float: frühe Flugphase, Late float: späte Flugphase) (Lohman et al. 2011).

### 3.2.2 Rennen

Beim Rennen (Abbildung 2) endet die Standphase innerhalb der ersten 50% des Zyklus, so können beide Füße nicht gleichzeitig in Bodenkontakt sein. Stattdessen befinden sich beide Füße zweimal innerhalb eines Laufzyklus zum gleichen Zeitpunkt in der Luft (Early float, Late float). Beim Laufen gibt es unabhängig von der Geschwindigkeit ein Wechselspiel zwischen Phasen der Beschleunigung und Verzögerung, die Absorption und Propulsion genannt werden. Diese Phasen stimmen mit dem initialen Kontakt und dem TO nicht überein. Während der Absorptionsphase fällt der körperliche Schwerpunkt von seinem vertikalen Höhepunkt herab. Diese Phase wird durch den Moment des initialen Kontakts in die Schwungphasenabsorption (swing phase absorption) und die Standphasenabsorption (stance phase absorption) geteilt. Die horizontale Geschwindigkeit des körperlichen Schwerpunktes nimmt ab. Nach der Standphasen-Umkehr (stance phase reversal) wird der körperliche

Schwerpunkt in der Standphasengeneration (stance phase generation) nach oben-vorne beschleunigt. Kinetische und potentielle Energie nehmen zu, entfalten sich beim Erreichen des TO und die Extremität wird in die Schwungphase angetrieben (Schwungphasengeneration= swing phase generation). Nach der Schwungphasen-Umkehr beginnt die Absorptionsphase erneut (Novacheck 1998).

### **3.3 Anatomie und Funktion der Unterschenkelmuskulatur**

Da insbesondere die Unterschenkelmuskulatur im Fokus dieser Arbeit steht, werden die zur Lokomotion beitragenden Muskeln in diesem Abschnitt genauer beschrieben und in einer Tabelle samt Funktion und anatomischer Lage aufgeführt. Die Verbindung des Fußes mit der übrigen unteren Extremität erfolgt über die Sprunggelenke. Vor allem das obere Sprunggelenk ermöglicht beim Gehen das Abrollen des Fußes. Die auf das obere Sprunggelenk wirkende Muskulatur kann in die Gruppen der plantaren Flexoren und der dorsalen Extensoren eingeteilt werden. Eine bessere Anpassung des Fußes an geneigtes und unebenes Gelände wird durch eine zweite Bewegungsachse des unteren Sprunggelenks erreicht. Hier wirken Unterschenkelmuskeln mit der Funktion der Pronation und Supination (Aumüller et al. 2010).

### 3.3.1 Plantare Flexoren

Tabelle 1: Übersicht der plantaren Flexoren samt Ursprung, Ansatz und Funktion (Aumüller 2010).

Zugehörige Muskeln	Ursprung	Ansatz	Hauptfunktionen
<b>M. gastrocnemius</b> - <i>Caput mediale</i>	dorsal und kranial vom medialen Femurkondylus	Tuber calcanei (Achillessehne)	<b>Plantarflexion</b> und Supination
- <i>Caput laterale</i>	dorsal-kranial vom lateralen Femurkondylus		
<b>M. soleus</b>	Fibula und Tibia dorsal-proximal, Arcus tendineus		
<b>M. plantaris</b>	kranial vom lateralen Femurkondylus	Tuber calcanei	
<b>M. tibialis posterior</b>	Membrana interossea, Tibia und Fibula (dorsal)	Ossa naviculare, cuneiforme intermed. und lat., cuboideum	
<b>M. flexor hallucis longus</b>	Fibula (dorsal), Membrana interossea	Endphalanx der Großzehe	zusätzlich: Flexion der Großzehe
<b>M. flexor digitorum longus</b>	Tibia (dorsal), Faszie des M. tibialis post.	Endphalangen der 2.-5. Zehe	zusätzlich: Flexion der 2.-5. Zehe
<b>M. fibularis longus</b>	Fibula (proximal), lat. Tibiakondylus, Septa intermusc.	Os cuneiforme med. (plantar), Os metatarsi I	zusätzlich: Pronation
<b>M. fibularis brevis</b>	Fibula (dist. 2/3), Septa intermusc.	Tuberositas des Os metatarsale V	

Sieben Muskeln (Tabelle 1) verlaufen posterior des Sprunggelenks und dienen somit der plantaren Flexion. M. triceps surae, der aus dem M. soleus und dem zweiköpfigen M. gastrocnemius besteht, übernimmt zu einem Anteil von ca. 90% die Arbeit der plantaren Flexion. Die restlichen 5 an der Malleolengabel verlaufenden Muskeln beteiligen sich nur mit etwa 10% (Perry et al. 2010). Beide Köpfe des M. gastrocnemius entspringen oberhalb des Kniegelenks, der M. soleus ist ausschließlich eingelenkig, da er distal des Kniegelenks entspringt. Die Sehnenplatten der drei Köpfe verflechten sich und bilden gemeinsam die Achillessehne, die am hinteren Ende des Fersenbeins (Calcaneus) ansetzt. Die Achillessehne hat im Vergleich zu Sehnen aller anderen Flexoren den größten Abstand (Hebelarm) zur Achse des oberen Sprunggelenks und kann so die muskuläre Kraft sehr effektiv übertragen. Mit einer Querschnittsfläche bis zu 1 cm<sup>2</sup> hält sie Belastungen über 500 kg stand (Aumüller 2010). Der M. triceps surae entwickelt seine größte Kraft, wenn er in dynamischen

Situationen bei gestrecktem Knie in dorsaler Flexion des Fußes durch eine plantare Flexion das vortreibende Moment liefert (Kapandji 2009). Die Wirksamkeit des zweigelenkigen M. gastrocnemius ist unmittelbar vom Maß der Beugung im Kniegelenk abhängig. Bei gestrecktem Knie ist der M. gastrocnemius passiv gedehnt. So ist er besonders effektiv und kann sozusagen ein Teil der Kraft der Oberschenkelbeuger auf das Sprunggelenk übertragen. Ist das Knie jedoch gebeugt, dann verliert der entspannte M. gastrocnemius gänzlich seine Wirkung. Entsprechend fordern Aktivitäten wie Gehen, Rennen und Springen auch die Streckung im Kniegelenk. Zu bemerken gilt es, dass der M. gastrocnemius für die Kniebeugung nicht bedeutend ist, obwohl er biomechanisch dazu in der Lage ist (Kapandji 2009).

Beim Gehen beginnt die muskuläre Aktivität des M. soleus und M. gastrocnemius in der zweiten Hälfte der Stoßdämpfungsphase (Abbildung 3). Zügig steigern sie ihre Aktivierung auf ca. 25-30% ihrer maximalen muskulären Aktivierung und halten diesen Kraftaufwand weiter im Laufe der mittleren Standphase. Die muskuläre Aktivität wird als quantifiziertes OEMG-Signal im prozentuellen Verhältnis zum Wert der maximalen muskulären Aktivierung im maximal manual muscle test (MMT) dargestellt.

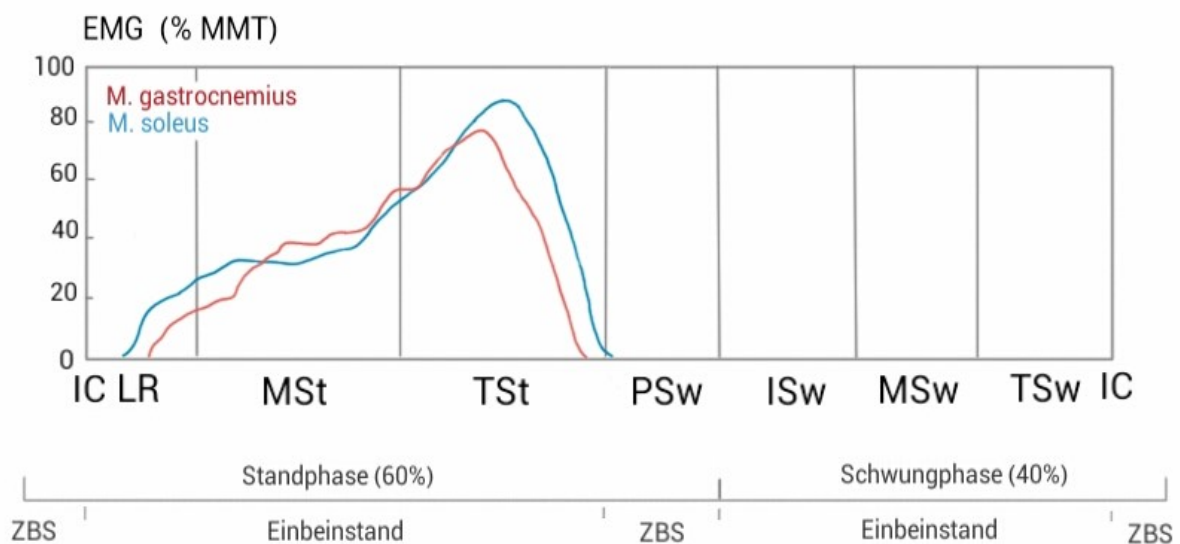


Abbildung 3: Muskuläre Aktivierung der wirksamsten plantaren Flexoren M. gastrocnemius und M. soleus in Bezug auf Phasen eines Gangzyklus beim normalen Gehen (ZBS: Zweibeinstand) (Perry et al. 2010).

Am Anfang der terminalen Standphase steigt die Aktivität weiter schnell an und erreicht Werte von 60 bis 75% MMT in der zweiten Hälfte der terminalen Standphase. Die muskuläre Aktivität von M. soleus und M. gastrocnemius wird am Ende der terminalen Standphase



deutlich verringert. Die Aktivität der Wadenmuskulatur wird durch Steigerung der Gehgeschwindigkeit und der Schrittlänge erhöht (Perry et al. 2010).

Neben dem M. triceps surae haben fünf weitere Muskeln eine beugende Wirkung auf das obere Sprunggelenk. Mit ihren Sehnen ziehen sie hinter dem Außenknöchel entlang. Sie werden als Hilfsbeuger bezeichnet da ihre beugende Wirkung im Vergleich zum M. triceps surae nur gering ausfällt (Kapandji 2009). Ihre Funktion besteht vor allem in der Kontrolle des subtalaren Gelenks sowie weiterer Gelenke im Fuß (Perry et al. 2010). Der M. fibularis longus ist der kräftigste Pronator. Neben seiner direkten Funktion als Flexor durch Zug auf den ersten Mittelfußknochen, ermöglicht er dem M. triceps surae indirekt eine gleichmäßige plantare Flexion des Fußes zu erzeugen. Durch Kontraktion festigt es die quere Wölbung des Fußes, indem er die Mittelfußknochen von medial nach lateral verklammert und somit dem M. triceps surae erlaubt seine Wirkung auf alle Mittelfußknochen zu entfalten. Die reine Plantarflexion des Fußes ist das Ergebnis des synergistisch-antagonistischen Zusammenspiels der Mm. fibularis longus und triceps surae, sie wirken synergistisch bei der Plantarflexion und antagonistisch bei der Pro- und Supination (Kapandji 2009).

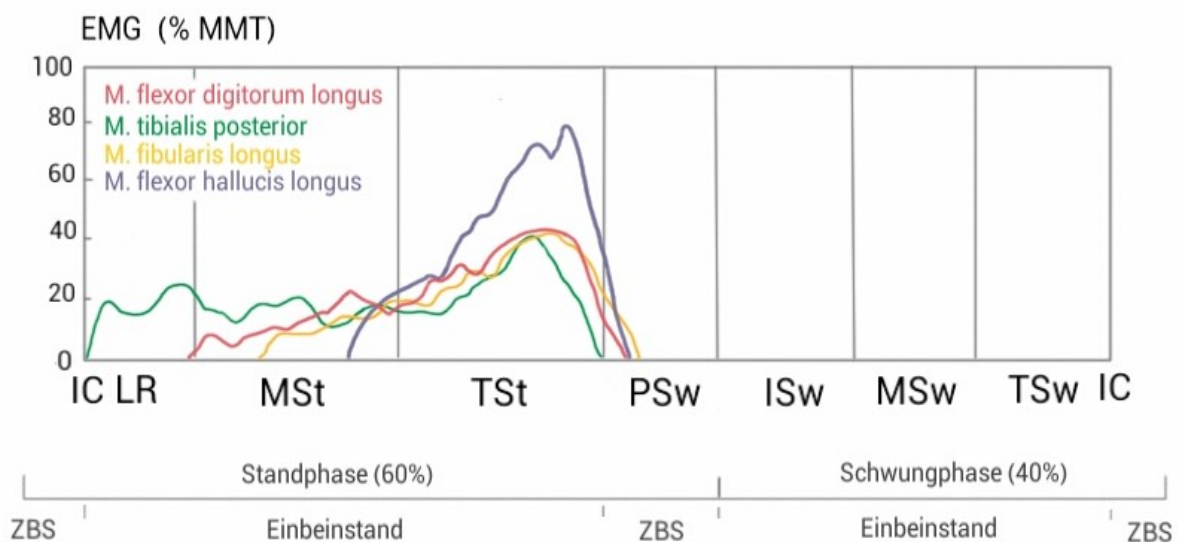


Abbildung 4: Darstellung der muskulären Aktivierung der plantaren Flexoren M. flexor digitorum longus, M. flexor hallucis longus, M. tibialis anterior und M. fibularis longus in Bezug auf Phasen eines Gangzyklus beim normalen Gehen (Perry et al. 2010).

Wie in Abbildung 4 dargestellt, wird der M. tibialis posterior zum Zeitpunkt des initialen Kontakts aktiviert und setzt seine Aktivität durch die gesamte Standphase fort. Zügig folgt die

Aktivierung des M. flexor digitorum longus zu 10% und des M. flexor hallucis longus zu 25% des Gangzyklus. Mit Kontakt des kontralateralen Fußes ist der M. tibialis posterior komplett inaktiv, während die Zehenflexoren M. flexor digitorum longus und M. flexor hallucis longus mit sinkender Aktivität bis in die Vorschwungphase aktiv bleiben.

### 3.3.2 Dorsale Extensoren

Tabelle 2: Übersicht der dorsalen Extensoren samt Ursprung, Ansatz und Funktion (Aumüller 2010).

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion
<b>M. tibialis anterior</b>	Facies lat. der Tibia, Membrana interossea, Fascia cruris	Os cuneiforme med. (plantar), Os metatarsi I	Dorsale Extension, Supination
<b>M. extensor hallucis longus</b>	Membrana interossea, Fibula (medial, distal)	Dorsalaponeurose der Großzehe	zusätzlich: Extension der Großzehe
<b>M. extensor digitorum longus</b>	Tibiakondylus (lateral), Membrana interossea, Fibula (ventral)	Dorsalaponeurosen der 2. – 5. Zehen	zusätzlich: Pronation, Extension der 2. – 5. Zehe

Die bindegewebige Loge, die den M. tibialis anterior, M. extensor hallucis longus und M. extensor digitorum longus beinhaltet (Tabelle 2), liegt unmittelbar lateral der vorderen Tibiakante (Aumüller 2010). Ihre Sehnen verlaufen zwischen den Malleolen zum Fußrücken. Neben der Funktion der dorsalen Extension ist der M. tibialis anterior auch ein starker Supinator, dessen unmittelbaren Gegenspieler der M. fibularis longus darstellt. Der M. extensor hallucis longus ist ein bedeutend schwächerer Supinator. Allerdings übertrifft die gemeinsame Arbeitsleistung der Supinatoren die der Pronatoren. So nimmt der frei bewegliche Fuß spontan eine Supinationsstellung ein. Dieses Ungleichgewicht kompensiert von vornherein die Tendenz des belasteten Fußes, eine Pronationsstellung anzunehmen (Kapandji 2009).

Die Sehnen aller dorsalen Extensoren wirken am Sprunggelenk mit einem Hebelarm von ähnlicher Länge, dafür variiert ihre Muskelmasse untereinander deutlich. Der M. tibialis anterior dominiert hier als dorsaler Extensor mit dem größten Durchmesser. Es folgt der M. extensor digitorum longus mit einer Masse von nur 40% des M. tibialis anterior und der M. extensor hallucis longus mit nur weniger als 20%. Deren Beitrag zur dorsalen Extension ist dementsprechend niedrig.

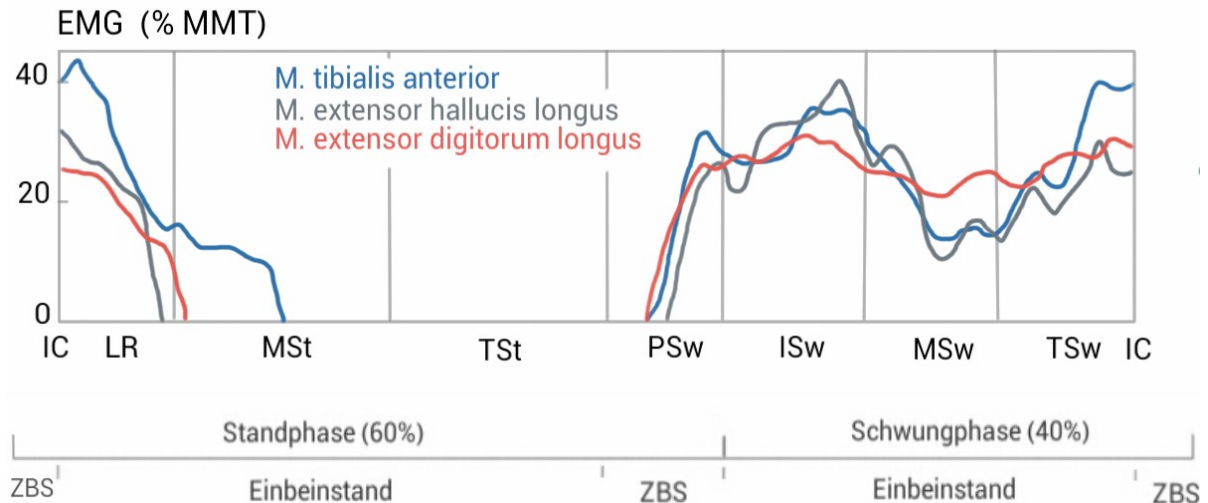


Abbildung 5: Darstellung der muskulären Aktivierung der dorsalen Flexoren M. tibialis anterior, M. extensor hallucis longus, M. extensor digitorum longus in Bezug auf Phasen eines Gangzyklus beim normalen Gehen (Perry et al. 2010).

Die dorsalen Flexoren beginnen ihre Aktivität in der Vorschwungphase (Abbildung 5). Die muskuläre Aktivierung des M. tibialis anterior steigt während der Vorschwungphase steil an und erreicht am Ende der initialen Schwungphase ca. 35% MMT. Während der mittleren Schwungphase sinkt die Aktivierung ab und steigt in der terminalen Schwungphase als Zeichen der Stabilisierung der Fußposition zur Einleitung in die Standphase. Die Aktivierung von M. extensor digitorum longus ähnelt der Aktivität von M. tibialis anterior, allerdings mit dezent niedrigeren Amplitudenhöhen. Beim initialen Kontakt sind alle dorsalen Flexoren deutlich aktiv. Die Intensität des M. tibialis anterior steigt erneut auf Werte von ca. 45% MMT und der M. extensor hallucis longus erreicht 35%. Die Aktivität des M. extensor digitorum longus bleibt bei 25% MMT. Alle drei dorsalen Flexoren beenden ihre Arbeit am Ende der Stoßdämpfungsphase. Ihr typisches Aktivitätsmuster ist dementsprechend biphasisch (Perry et al. 2010).

### 3.4 Sport und Hilfsmittel

Erste bekannte Hinweise auf die Existenz von Sport in der Geschichte der Menschheit stellen Höhlengemälde dar, deren Entstehung mehrere Jahrtausende in der Vergangenheit datiert. Doch erst historische Schriften über die antiken olympischen Spiele lieferten erste Beweise über stattgefundenene sportliche Veranstaltungen (Pleket 2004). Ursprünglich wurden die olympischen Spiele zu Ehren der Götter im antiken Griechenland ausgetragen. Im Laufe der

Zeit rückten jedoch individuelle Leistungen der Teilnehmer in den Vordergrund, die ursprüngliche Bedeutung der Spiele rückte auch durch den Aufstieg des Christentums weiter in den Hintergrund. Man erfand neue Disziplinen. Um bei zahlreicher Konkurrenz zu siegen, entwickelten sich Wettkämpfer von Amateuren zu Berufssportlern. Nur Athleten aus gut betuchten Familien konnten sich die passende Vorbereitung leisten. Der Sieg bedeutete Ruhm, erfolgreiche Athleten genossen hohes Ansehen und staatlich finanzierte Verpflegung. So entstand die Idee von der Suche nach leistungssteigernden Mitteln die zur Verfolgung der olympischen Ideale Citius, Altius, Fortius beitragen könnten. Mit dem Untergang der antiken Nationen verschwand auch die Tradition der Olympischen Spiele (Wiechers und Aufmkolk 2017). Erst im Jahr 1894 wurde das Internationale Olympische Komitee gegründet und somit die Initiative für die Wiederbelebung der antiken Olympischen Spiele ins Leben gerufen. Die ersten Olympischen Spiele der Neuzeit fanden 1896 in Athen statt. Die Vision von Pierre de Coubertin waren sportliche Wettkämpfe, die junge Sportler aus Nationen der ganzen Welt zusammenbringen und in einer unpolitischen Atmosphäre Toleranz und internationale Verständigung forderten (Wiechers 2017).

Sport blieb über lange Zeiten der durchschnittlichen Bevölkerung vorenthalten, er galt als Form von Unterhaltung für Zuschauer und wurde vornehmlich von Berufssportlern ausgeführt. Den Durchbruch von körperlicher Betätigung im Rahmen der Ausführung von sportlichen Disziplinen brachte erst der technologische Aufschwung und ist somit ein Phänomen der letzten 150 – 200 Jahre. Einerseits konnte schwere körperliche Arbeit durch effektivere maschinelle Leistung ersetzt werden, andererseits konnte die Ausrüstung jeglicher Sportarten durch Massenproduktion der Öffentlichkeit zugänglich gemacht werden.

Das bequeme Leben ohne alltägliche schwere körperliche Arbeit weckte den Drang nach Ausgleich, so brachte der Amateursport die passende Lösung für jedermann. Der Freizeitsport spaltete sich vom Leistungssport ab. Die Ideale der olympischen Wettkämpfe blieben unverändert, genauso wie die Weiterentwicklung und Erforschung von leistungsoptimierenden Maßnahmen.

Das spezifisch ausgerichtete körperliche Training ermöglicht eine optimierte Vorbereitung im Rahmen unterschiedlicher Sportarten (Hollmann und Strüder 2009). Der Begriff Doping beschreibt die Gesamtheit von Substanzen, deren Einnahme die körperliche Leistung der Sportler positiv beeinflusst. Diese kontroverse Art der Leistungsoptimierung wird bekanntlich durch die Welt-Anti-Doping-Agentur streng limitiert, indem verbotene leistungssteigernde Substanzen auf Verbotslisten geführt werden (Zurawski und Scharf 2015). In der Entwicklung

von technischen Hilfsmitteln wird die Ausrüstung und Gerätschaft den steigenden Anforderungen im Sport angepasst und präsentiert zum heutigen Tage eine legale Form der Leistungsoptimierung, die im Training und im Wettkampf eingesetzt werden (Stroß 2015).

### **3.4.1 Sleeves und bisherige Forschung**

Die Anwendung von komprimierenden Hilfsmitteln stammt aus der medizinischen Behandlung von Erkrankungen des venösen und lymphatischen Systems. Durch die Kompression der betroffenen Körperteile wird die venöse Strömungsgeschwindigkeit beschleunigt und es kann somit z.B. der Entstehung von thrombotischen Veränderungen vorgebeugt werden (Benko et al. 1999). Die Idee des beschleunigten Abtransports von venösem Blut aus dem Muskelgewebe warf Hypothesen auf, die in der schnelleren Entsorgung von kohlendioxidreichem Blut eine ermüdungsverzögernde Wirkung bei aktiven Sportlern vermuten ließ.

Eine signifikante Erhöhung der Sauerstoffsättigung und Reduktion des venösen Poolings in der Wadenmuskulatur konnte von Bringard, Denis et al. durch das Tragen von Kompressions-Leggings (compression tights) im Vergleich zum Placebo beim ruhigen Stehen festgestellt werden (Bringard et al. 2006b).

Die Auswirkung von KS auf die Beinmuskulatur in dynamischen Situationen wird anhand von unterschiedlichen leistungsphysiologischen Parametern bewertet. In einer Studie von Kemmler et al. (Kemmler et al. 2009) wurde der Einfluss von Unterschenkel-KS in einem Stufentest auf dem Laufband bei aktiven Läufern untersucht. Die individuelle Ausgangsgeschwindigkeit lag zwischen 9-11 km/h mit einer Geschwindigkeitserhöhung von 1 km/h pro 5 min Laufzeit bis hin zum Abbruch durch Erschöpfung. Die individuellen Leistungen wurden anhand von Parametern der erreichten Laufzeit unter Last (time under load) in Minuten, Arbeit in KJ und der Maximalwerte für die erreichte Geschwindigkeit, Sauerstoffaufnahme in  $\text{ml} \times \text{kg}^{-1} \times \text{min}^{-1}$  und Herzfrequenz festgestellt. Diese wurden dann mit Werten der Folgeuntersuchung ohne KS verglichen. Mit durchgehend gemessenen Blut-Laktat Werten wurden die aerobe und die anaerobe Schwelle zu beiden Messungen bestimmt. Es konnten signifikant höhere Werte der erreichten Laufzeit unter Last, der Arbeit in KJ und der Laufgeschwindigkeit bei den individuellen aeroben und anaeroben Schwellen beim Tragen der KS beobachtet werden. Auf die maximalen Werte der Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz und des Blut-Laktats sowie auf dieselben Werte bei Erreichen der aeroben und anaeroben Schwelle hatten die KS keinen signifikanten Einfluss (Kemmler et al. 2009).

Weitere Ergebnisse präsentierten Bringard et al. (Bringard et al. 2006a) in einer Studie, die den Einfluss von komprimierenden Leggings (Kompression der gesamten Extremität) im Vergleich zu ordinären kurzen Sportshosen auf die Sauerstoffaufnahme ( $\text{VO}_2$ , Differenz der  $\text{O}_2$ -Konzentration in Ein- und Ausatemluft und damit  $\text{O}_2$  Verbrauch im Körper) in submaximalen, aeroben Laufsituationen untersuchte. Erhoben wurden Werte der Netto- $\text{VO}_2$  ( $\text{VO}_2$  bei Belastung minus  $\text{VO}_2$  in Ruhe) bei kurzzeitigen Läufen in 10, 12, 14 und 16 km/h Geschwindigkeit. Zusätzlich wurde in einer weiteren Messung bei einem 15 minütigen, konstanten Lauf im aeroben Bereich die slow component  $\text{VO}_2$  ( $\text{VO}_2$  am Ende der Belastung minus  $\text{VO}_2$  nach der 2. Minute) erhoben, die dem verspäteten Anstieg der  $\text{VO}_2$  während einer konstanten Belastung entspricht. Dieser Anstieg ist dem Sauerstoffverbrauch der arbeitenden Muskulatur zuzuschreiben. Ein signifikantes Absinken der  $\text{VO}_2$  sah man beim Tragen der komprimierenden Leggings bei der Laufgeschwindigkeit 12 km/h, ein tendenzieller, nicht-signifikanter Abfall der  $\text{VO}_2$  konnte auch bei allen weiteren Testgeschwindigkeiten beobachtet werden. Die slow component  $\text{VO}_2$  wurde in der Situation mit Kompression ebenfalls signifikant positiv beeinflusst und fiel im Vergleich zur Kontrollmessung um 36% ab (Bringard et al. 2006a).

Durch eine ermüdende Belastung wird nicht nur die muskuläre Leistung beeinflusst, sondern sie reduziert unter anderem auch die Dämpfung der schrittinduzierten Stoßkräfte und steigert somit das Risiko einer Verletzung (Verbitsky et al. 1998).

In Anlehnung an diese Erkenntnisse präsentierten Lucas-Cuevas, Priego-Quesada et al. (Lucas-Cuevas et al. 2015) eine Studie zur Beurteilung des Einflusses von KS auf die Stoßbeschleunigung am Unterschenkel, da eine prolongierte Exposition mit hohen Stoßbeschleunigungswerten mit einem erhöhten Verletzungsrisiko assoziiert ist. Mittels Akzelerometrie wurden Beschleunigungskräfte am Unterschenkel und Kopf der Probanden registriert um somit das Verhalten der Stoßbeschleunigung und der Stoßdämpfung in Situationen mit und ohne Kompression zu beurteilen. Eine Gruppe von 40 aktiven Läufern trainierte über 3 Wochen mit komprimierenden und nicht-komprimierenden Sleeves. In einem Testlauf (30 Minuten bei 80% der individuellen maximalen aeroben Geschwindigkeit) wurde dann der Tragekomfort, Schrittlänge und -frequenz, sowie die Stoßbeschleunigung (engl. impact acceleration in [g], Quantifizierung der negativen Beschleunigungskräfte beim Auftreten) am Kopf und der Tibia gemessen. Die Stoßbeschleunigung wurde durch die Parameter der Spitzenbeschleunigung (peak acceleration- Höhe der maximalen Amplitude), Stoßgröße (impact magnitude- die Differenz zwischen der maximalen und minimalen

Amplitudenhöhe), Beschleunigungsrate (acceleration rate- Anstieg von Bodenkontakt zu Spitzenbeschleunigung) und Dämpfung (shock attenuation- Reduktion der Stoßbeschleunigung von Tibia zu Kopf) definiert.

Im Ergebnis fand sich kein Unterschied der Schrittparameter, des Komforts, zugleich ähnelte der Dämpfungseffekt in beiden Gruppen. Das Tragen der KS hatte allerdings einen signifikanten Einfluss auf die tibiale Stoßbeschleunigung, indem die Parameter Spitzenbeschleunigung und Größe zu jedem Messzeitpunkt (MZP) des Testlaufes im Vergleich zur Situation ohne Kompression signifikant reduziert waren. Somit führte ein dreiwöchiges Training mit Unterschenkel-KS im Testlauf zu einer Reduktion der tibialen Stoßbeschleunigung unter Belastung und so zur Verzögerung der muskulären Ermüdung und damit einer Verminderung des muskulären Verletzungsrisikos (Lucas-Cuevas et al. 2015).

In dieser Promotionsarbeit richtet sich der Blick direkt auf die muskuläre Ebene. Es soll die Auswirkung der KS auf die elektrophysiologische Aktivität einzelner Muskeln beobachtet werden um so den Einfluss auf die muskuläre Ermüdung zu evaluieren. Die Methode unserer Wahl ist die Ableitung von Oberflächen-EMG Potenzialen, denn nur so kann in Vivo die Muskelfunktion genau beschrieben und der Einfluss von äußeren Einflussfaktoren beobachtet werden.

### **3.5 Elektromyographie**

Nervenzellen aktivieren mit Hilfe elektrischer Impulse (Aktionspotentiale) Muskelzellen, die über Kontraktionen Kraft erzeugen. Die Elektromyographie bietet eine Aufzeichnung der neuromuskulären Aktivierung, die mit muskulärer Kontraktion assoziiert ist (De Luca 1979).

#### **3.5.1 Physiologische Grundlagen**

Die Skelettmuskulatur des menschlichen Körpers erhält elektrische Impulse aus dem zentralen Nervensystem über Fortsätze der Alfa-motorischen Neurone, deren zahlreiche Ausläufer (Dendriten) bis hin zu einzelnen Muskelfasern reichen und mit diesen verbunden sind. Zusammen bilden Dendriten und Muskelfasern motorische Endplatten, an denen durch eingehende Aktionspotentiale die Erregung der Muskelfasern erfolgt. Die Verbindung von allen Dendriten eines Alfa-Motoneurons und den von ihm innervierten Muskelfasern nennt sich motorische Einheit (Basmajian und De Luca 1985). Das muskuläre Aktionspotential wird über die gesamte Länge der Muskelfaser fortgeleitet, bleibt jedoch auf sie beschränkt. Es breitet sich im Sinne einer Erregungswelle aus und verursacht eine kurzzeitige

Spannungsänderung der muskulären Zellmembran. Zwischen zwei extrazellulär platzierten Elektroden entstehen dann zum Zeitpunkt des ablaufenden muskulären Aktionspotentials Spannungsdifferenzen, deren Erfassung die Grundlage der Signalerhebung in der Elektromyographie darstellt (Freiwald et al. 2007). Da für jede einzelne motorische Einheit eine große Anzahl von Muskelfasern aktiviert wird, reflektiert das abgeleitete Signal die Summe aller elektrisch aktiven Einheiten und wird als MUAP (Motor Unit Action Potential) bezeichnet (Konrad 2005). Mit der in der Studie angewandten Methode des Oberflächen-Elektromyogramms (OEMG) werden Spannungsdifferenzen von Muskeln an der Hautoberfläche abgeleitet, somit setzen sich die Signale aus einer großen Anzahl an MUAP's zusammen und ergeben ein Interferenzsignal, das durch die ständig wechselnde Zusammensetzung der aktiven motorischen Einheiten ein stochastisches, nicht reproduzierbares Signalmuster bietet (Freiwald et al. 2007).

Die Regulation der muskulären Aktivierung wird durch die Mechanismen der Rekrutierung und der Frequenzierung bestimmt. Bei einem moderaten Bedarf an Kraftentwicklung wird durch Rekrutierung einer höheren Anzahl von motorischen Einheiten die benötigte Kraft erzeugt. Bei einer weiteren Kraftsteigerung werden die bereits rekrutierten motorischen Einheiten mit einer höheren Frequenz an Aktionspotentialen befeuert um somit die muskuläre Kraft weiter zu steigern. Die Aktivierung beider Mechanismen zur Steigerung des muskulären Outputs bewirkt ein Amplitudenwachstum im Interferenzsignal (Konrad 2005). In der OEMG-Analyse zählen Frequenz und Amplitude zu den wichtigsten Standardparametern. Die Amplitude nimmt mit Anzahl der aktiven Muskelfasern zu und gibt Aussage über eine gesteigerte Aktivität der Muskulatur, wobei die Frequenz sich bei gleichzeitiger Aktivität von vielen benachbarten motorischen Einheiten aufgrund der nicht synchronen elektrischen Aktivität erhöht und sich abhängig von der Muskelfaserleitgeschwindigkeit verändert (Tschapek 2017).

### **3.5.2 EMG-Technik und Signalverarbeitung**

Es werden zwei Techniken in der Elektromyographie unterschieden. Bei der Nadel-Elektromyographie werden feine Nadeln oder Fäden in die Muskulatur eingeführt. So kann die elektrische Aktivität weniger motorischer Einheiten registriert und somit eine hohe örtliche Auflösung erreicht werden. Diese Methode wird häufig im medizinischen Bereich zur Diagnostik von neuromuskulären Erkrankungen gebraucht. In der nicht-invasiven Oberflächen-Elektromyographie werden elektrische Potentiale direkt an der Hautoberfläche abgeleitet. Hier überlagern sich Signale von vielen motorischen Einheiten der



darunterliegenden Muskulatur zu einem Interferenzsignal. Der Vorteil der Methode mit einer deutlich niedrigeren Ortsauflösung ist die Anwendbarkeit bei kinesiologicalen, ergonomischen und sportmedizinischen Untersuchungen der Muskulatur. In der Regel erfolgt eine bipolare Ableitung über zwei Klebeelektroden, welche gegenüber einer monopolen Ableitung robuster, zur Identifikation und Beseitigung von Störfaktoren wie z.B. Aktionspotentialen aus tieferen Schichten besser geeignet ist.

Das unbearbeitete bipolare OEMG-Signal ist aufgrund seiner stochastischen Signalstruktur zur quantitativen Datenanalyse ungeeignet. Mit Hilfe einer spezifischen Signalverarbeitung kann die Reliabilität und Validität der zu untersuchenden Parametern gesteigert werden. So werden negative Amplitudenausschläge des bipolaren Rohsignals positiviert um Standardamplitudenparameter wie Mittelwert, Maximum und Minimum zu erhalten. Nicht-reproduzierbare Amplitudenspitzen werden dann durch die Anwendung von Glättungsalgorithmen wie z.B. dem quadratischen Mittel (engl. root mean square, kurz rms, Wurzel des Mittels der Amplitudenquadrate) bearbeitet. Basierend auf der mathematisch radizierten Quadrate reflektiert der rms- Wert die mittlere Leistung des Signals und gilt derzeit als der standardmäßig empfohlene Glättungsalgorithmus. Die resultierende geglättete Kurve zeigt den gemittelten Signaltrend der Amplitude. Die Amplitude gilt als Maß der muskulären Aktivierung, ein Rückschluss von Amplitudenhöhe auf die tatsächliche Kraftentwicklung ist allerdings nur begrenzt möglich (McGill 2004). Insbesondere bei muskulärer Ermüdung (siehe unten) geht dieser Zusammenhang verloren, sodass die getroffenen Aussagen dann nicht mehr gelten. Um entsprechende Schlüsse hinsichtlich der Kraftentwicklung abzuleiten, muss das Auftreten muskulärer Ermüdung also unbedingt vermieden werden.

Die Qualität der Signalableitung kann durch eine Reihe von Faktoren beeinflusst werden. So kann in Abhängigkeit von Gewebetyp, physiologischen Gewebeänderungen, Körpertemperatur und unterschiedlichem Ausprägungsmaß an subkutanem Fett- und Bindegewebe die Leitfähigkeit für individuelle Testprobanden variieren. Je größer die Ausprägung des subkutanen Fett- und Bindegewebes, desto geringer die Amplitudenhöhe vom OEMG-Signal, insbesondere dann in dynamischen Ableitungssituationen (Freiwald et al. 2007). Weiter können im Rahmen von sogenanntem „Cross Talk“ Signale benachbarter Muskeln fälschlich abgeleitet, sowie EKG-Zacken als das EMG-Signal des Herzmuskels in die Messung einstreuen. Externe Störspannungen machen sich als Netzbrummen (50 Hz oder 60 Hz) im Rohsignal bemerkbar.

Um qualitativ hochwertige und genaue OEMG-Signale zu erhalten, müssen diese Störfaktoren durch akkurate Elektrodenplatzierung, Hautvorbereitung und die Anwendung von geeigneten Signalverstärkern mit Bandpass-Filtern weitgehend eliminiert werden. Mit dem Ziel einer optimierten Elektrodenpositionierung und der Einführung einer einheitlichen Vorgehensweise wurden Empfehlungen zur genauen Elektrodenplatzierung erarbeitet (Hermens et al. 1999). Trotz aller getroffenen Vorkehrungen zur optimalen Signalableitung können individuelle anatomische Unterschiede bei identischer muskulärer Belastung und Elektrodenposition zu EMG-Signalen mit stark schwankenden Amplitudenwerten führen, sodass ein Vergleich dieser Daten in der quantitativen Analyse nicht verwertbar ist. Um nicht-übereinstimmende Signaleigenschaften von gleichen Ableitungspositionen unterschiedlicher Individuen trotzdem vergleichbar zu machen, behilft man sich der Normalisierung von OEMG-Signalen. Dabei werden Amplitudenwerte auf einen Referenzwert bezogen, der bevorzugt dem Innervationsniveau einer maximalen Willkürkontraktion entspricht (maximum voluntary contraction, MVC). Der Effekt der Normalisierungsroutine beruht in der Eliminierung des Einflusses der lokalen Ableitbedingungen und der Re-Skalierung der Amplitudendaten von Mikrovolt auf Prozent eines gewählten Referenzwertes (Konrad 2005).

### **3.5.3 Fragestellung an die Elektromyographie**

Die Ableitung von OEMG-Potenzialen ermöglicht in erster Linie die Identifikation eines individuellen Beanspruchungsmaßes für jeden untersuchten Muskel, das den Vergleich der muskulären Aktivierung in unterschiedlichen Situationen erlaubt. Sie kann damit die Frage des Einflusses von komprimierenden US-Sleeves bei der dynamischen, statischen und ermüdenden muskulären Leistung im Vergleich zur Situation ohne Sleeves beantworten. Da der grundsätzlich eng korrelierende Zusammenhang zwischen muskulärer Arbeit und den gemessenen Signalamplituden während muskulärer Ermüdung verloren geht (siehe unten) ist für diesbezüglich valide Aussagen also unbedingt zu beachten, dass keine muskuläre Ermüdung eintritt.

### **3.6 Ermüdung**

Die muskuläre Ermüdung ist die reversible Herabsetzung der muskulären Funktionsfähigkeit infolge einer muskulären Tätigkeit (Hollmann et al. 2000, Lehmann 1953). Der Ermüdung gehen im Kontext des sportphysiologischen Konzepts des „Belastung-Beanspruchung-Ermüdung-Erholung-Adaptation-Zyklus“ die Belastung und die Beanspruchung voraus.

Belastung, die z.B. in Form von Krafttraining erfolgt, stellt an den menschlichen Organismus aktive Leistungsvorgaben. Der Aufwand, mit dem er die Belastung realisiert, wird als Beanspruchung bezeichnet. Beanspruchung kann bei unterschiedlichen Individuen unterschiedliche Beanspruchungsreaktionen auslösen, die aus dem Zusammenspiel von psychischer Motivation und körperlicher Aktivität hervorgehen. So kann Beanspruchung von minimaler Intensität über eine ausreichend lange Zeit, so wie Aktivität von mittlerer bis höchster Intensität über eine entsprechende Anzahl von Wiederholungen zur Ermüdung führen. Die Ermüdung ist in der Regel durch den Leistungs- und/oder Qualitätsverlust der Bewegungshandlung zu erkennen. Als Ursache werden „periphere“ und „zentrale“ Ermüdungsvorgänge unterschieden, wobei erstere den Bereich der Muskulatur und der neuromuskulären Übertragung und letztere zentralnervöse Strukturen betreffen.

#### **3.6.1 Periphere Ermüdung**

Es handelt sich um Vorgänge, die sich auf Ebene der Muskelzellen abspielen. Die Ermüdung äußert sich hier durch einen mechanischen Funktionsverlust des Muskels, indem der Muskel nicht mehr der Innervation mit einer adäquaten mechanischen Antwort folgen kann. Grundlegend ist hierbei die Ausschöpfung des intrazellulären Energievorrats sowie der möglichen Energiegewinnung unter anaeroben Bedingungen zu nennen. Die daraus resultierende Stoffwechsellage des Muskels und das Ungleichgewicht der Ionenverhältnisse intra- und extrazellulär, führen zur Störung der elektromechanischen Kopplung und damit zur mechanischen Funktionsbehinderung (Weineck 2004).

#### **3.6.2 Zentrale Ermüdung**

Mit dem Begriff der zentralen Ermüdung werden Verschlechterungen der koordinativen Leistungsfähigkeit bei Bewegungsabläufen ausgedrückt, die infolge maximaler Muskeltätigkeit und/oder muskulärer Dauerbelastung entstehen können. Es wird vermutet, dass die Auswirkung der zentralen Ermüdung eine Art Schutzmechanismus darstellt, der eine Überbelastung und strukturelle Schädigung von Muskeln verhindern soll (Weineck 2004). Ebenso sollen „Kräfte-reserven“ bewahrt werden. Mit Hilfe des EEG lassen sich Aktivierungsprozesse auf zentraler Ebene nicht nur in Ruhe, sondern auch unter körperlicher

Aktivierung erfassen. Untersuchungen von Hottenrott, Gronwald et al. legen nahe, dass im Laufe einer dynamischen Dauerbelastung die Hirnaktivität von zu Beginn diffuser Ausprägung zu einer eher punktuellen Aktivierung eines umschriebenen motorisch-spezifischen Hirnareals zum Zeitpunkt der Erschöpfung wechselt. Dies könnte auf gezielte Hemmprozesse in der motorischen Hirnrinde deuten, die zum Abbruch einer Dauerbelastung führen und somit einen funktionellen Mechanismus der zentralen Ermüdung darstellt (Hottenrott et al. 2011).

### **3.6.3 Ermüdungszeichen im Oberflächenelektromyogramm**

Die muskuläre Ermüdung kann anhand von Veränderungen der Amplitude sowie der Frequenz einer EMG Ableitung festgestellt werden. Bei ermüdender Belastung eines Muskels steigt die Amplitude des abgeleiteten EMGs im zeitlichen Verlauf einer Tätigkeit an, was als Kompensation der mit jedem Aktionspotential sinkenden Kraft anzusehen ist. So kann durch Erregung einer größeren Anzahl von motorischen Einheiten die Kraft zeitlich begrenzt konstant gehalten werden. Im Frequenzspektrum des EMGs sieht man eine Zunahme niederfrequenter und eine Abnahme hochfrequenter Anteile. Als Ursache dafür sind eine partielle Synchronisation der Aktivität von motorischen Einheiten des Muskels sowie biochemische Veränderung der interstitiellen Flüssigkeit, die eine Reduzierung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Aktionspotentiale entlang der Muskelfasern zur Folge haben, anzunehmen.

Für die Ermüdung spezifische Veränderungen der Amplitude und Frequenz können auch durch schwankende muskuläre Aktivierung vorgetäuscht werden. Der Nachweis einer Ermüdung ist dennoch möglich, wenn aus den aufgenommenen zeitlichen Verläufen der EMGs solche Abschnitte selektiert werden, bei denen die gleiche Muskelbelastung vorliegt. (Luttmann 1996)

## **3.7 Ziele der Arbeit**

In den bereits erfolgten Studien, die den Einfluss von komprimierenden Kleidungsstücken auf die Beinmuskulatur untersuchten, konnten im Ergebnis signifikante Unterschiede zu Kontrollgruppen erzielt werden. Indirekt konnte die Verzögerung der muskulären Ermüdung gezeigt werden (Kemmler et al. 2009, Lucas-Cuevas et al. 2017), im direkten Vergleich ist den Sleeves eine senkende Wirkung auf den Sauerstoffverbrauch zugeschrieben worden (Bringard et al. 2006a). Dagegen wurden keine signifikanten Veränderungen in der Dynamik

des Laktat-Spiegels und der Herzfrequenz festgestellt (Kemmler et al. 2009). Von der Methodik unserer Herangehensweise erwarten wir Ergebnisse, die eine direkt messbare Aussage über standardisierte, gut vergleichbare Probandendaten zwischen den Messzeitpunkten mit und ohne Sleeve ermöglicht.

Unter Berücksichtigung der bisherigen Forschung stellen wir folgende Hypothesen auf.

- Das Tragen von US-Sleeves in der statischen Testsituation (Stehen) vor dem Eintritt der muskulären Ermüdung bewirkt keine signifikanten Änderungen der muskulären Aktivität am Unterschenkel.
- Bei einer erschöpfenden Dauerbelastung der Unterschenkelmuskulatur im Rahmen einer statischen Belastungsübung erwarten wir einen ermüdungsverzögernden Effekt der US-Sleeves, welcher durch OEMG-Parameter erfasst werden kann.
- Unter einer erschöpfenden Dauerbelastung der Unterschenkelmuskulatur im Rahmen einer statischen Belastungsübung erwarten wir ein verlängertes Durchhaltevermögen, das mit einer Erhöhung der erreichten Haltezeiten unter Belastung einhergeht.
- Das Tragen von US-Sleeves in der dynamischen Testsituation (Gehen oder Rennen) vor dem Eintritt der muskulären Ermüdung bewirkt keine signifikanten Änderungen der muskulären Aktivität am Unterschenkel.
- Nach einer muskulären Erschöpfung und der wiederaufgenommenen körperlichen Aktivität erwarten wir beim Gehen und Rennen eine konstante Senkung der muskulären Aktivität beim Tragen der US-Sleeves im Vergleich zur korrespondierenden Situation ohne Kompression.

## **4. Methodik**

Die vorgestellte Studie widmet sich einem Teilaspekt einer umfangreicheren Studie, die sowohl Oberschenkel- als auch Unterschenkel-Sleeves untersuchte. Ziel dieser Arbeit ist es, ausschließlich die Wirkung der US-Sleeves auf die durch das Tragen beeinflusste Unterschenkelmuskulatur zu untersuchen. Im Weiteren wird auch nur auf diese Muskeln Bezug genommen.

### **4.1 Probanden**

Es wurden insgesamt 22 männliche Probanden im Alter von 21 bis 33 Jahren untersucht. Um einen adäquaten Grad an Sportlichkeit dieser Probanden zu gewährleisten, wurden Mindestanforderungen an die aktuelle sportliche Aktivität potenzieller Teilnehmer gestellt. Die zu erfüllenden Kriterien waren das Ausüben von Ausdauersport mindestens 2-mal in der Woche über eine Dauer von mindestens 60 min pro Trainingseinheit. Ausschlusskriterien waren sowohl akute Verletzungen, als auch chronische krankhafte Prozesse der unteren Extremitäten. Das Auswahlverfahren ergab eine Gruppe mit überwiegend motivierten Hobbysportlern, in der sich auch Leistungssportler auf professionellem Niveau befanden. An die Art des Ausdauersportes der Teilnehmer wurden keine speziellen Anforderungen gestellt, die untersuchten Sportler nahmen an einem breiten Spektrum von unterschiedlichen Sportarten teil. Zu den häufigsten gehörten der Ausdauerlauf, Radfahren, Schwimmen, Fuß- und Basketball. Im Vorfeld der eigentlichen Untersuchung wurde jeder Proband zum Beantworten eines Fragebogens aufgefordert, der neben persönlichen Daten u.a. die Händigkeit und das bevorzugte Spielbein beim Treten eines Balles erfragte. Bei allen Probanden wurde ein Aktivitätsgrad von 1 bis 5 (1-aktuell keine körperliche Aktivität, 5-aktuell tägliche körperliche Betätigung >1h/Tag) festgestellt. Die Details zur Probandengruppe sind

Tabelle 3 zu entnehmen.

Tabelle 3: Ausgewählte anthropometrische Kennwerte und Aktivitätsgrad der untersuchten Probanden (n= Probandenzahl, ob. Q.= Abstand des oberen Quartils vom Median, unt. Q.= Abstand des unteren Quartils vom Median, MW= Mittelwert, SD= Standardabweichung).

		<b>BMI</b> <b>[kg/m<sup>2</sup>]</b>	<b>Körpergröße</b> <b>[cm]</b>	<b>Gewicht</b> <b>[kg]</b>	<b>Körperfett</b> <b>[%]</b>	<b>Alter</b> <b>[Jahre]</b>	<b>Aktivitätsgrad</b> <b>[1-4]</b>
<b>n=22</b>	Median	23,0	182,5	77,6	14,7	25,0	4,0
	ob.Q.	0,5	3,5	3,5	3,6	2,0	0,0
	unt.Q.	0,9	3,8	4,9	3,1	1,3	1,0
	MW	23,0	182,3	76,6	14,1	25,5	3,8
	SD	1,4	5,5	6,7	4,6	2,8	0,7

Die Teilnahme erfolgte freiwillig nach schriftlicher und mündlicher Aufklärung über den Untersuchungsablauf. Von den Probanden wurde eine schriftliche Einverständniserklärung abgegeben. Der Untersuchungsort war das Motoriklabor des Fachbereichs Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik der Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Jena. Es lag ein positives Votum der Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena vor (Bearbeitungs-Nr. 4539-09/15).

## 4.2 Untersuchung

### 4.2.1 Probandenvorbereitung

Für die Untersuchung trugen Probanden eine kurze Laufhose, Laufschuhe eigener Wahl, der Oberkörper war frei. Zunächst wurden alle benötigten anthropometrischen Kennwerte (Gewicht, Körpergröße, BMI, Körperfettanteil) erhoben. Der Unterschenkel wurde zur Bestimmung der passenden Sleeve-Größe vermessen.

### 4.2.2 Untersuchungsablauf

Jeder Proband wurde zu zwei Terminen mit einem Abstand von 4 Wochen untersucht. Zu einem Termin wurden die Sleeves von den Probanden getragen, beim anderen fand eine Kontrollmessung ohne Sleeves statt (Abbildung 6). Die Zuordnung von Messungen mit und ohne Sleeves zu den Messzeitpunkten wurde balanciert randomisiert, sodass eine Hälfte der Untersuchten die Sleeves zu MZP 1 und die andere zu MZP 2 trug. Die Aufnahme der anthropometrischen Kennwerte fand allerdings immer nur zu MZP 1 statt. Im Verlauf der Untersuchung wurden die Probanden unterschiedlichen Belastungssituationen ausgesetzt, bei denen eine Messung der OEMG-Parameter erfolgte.



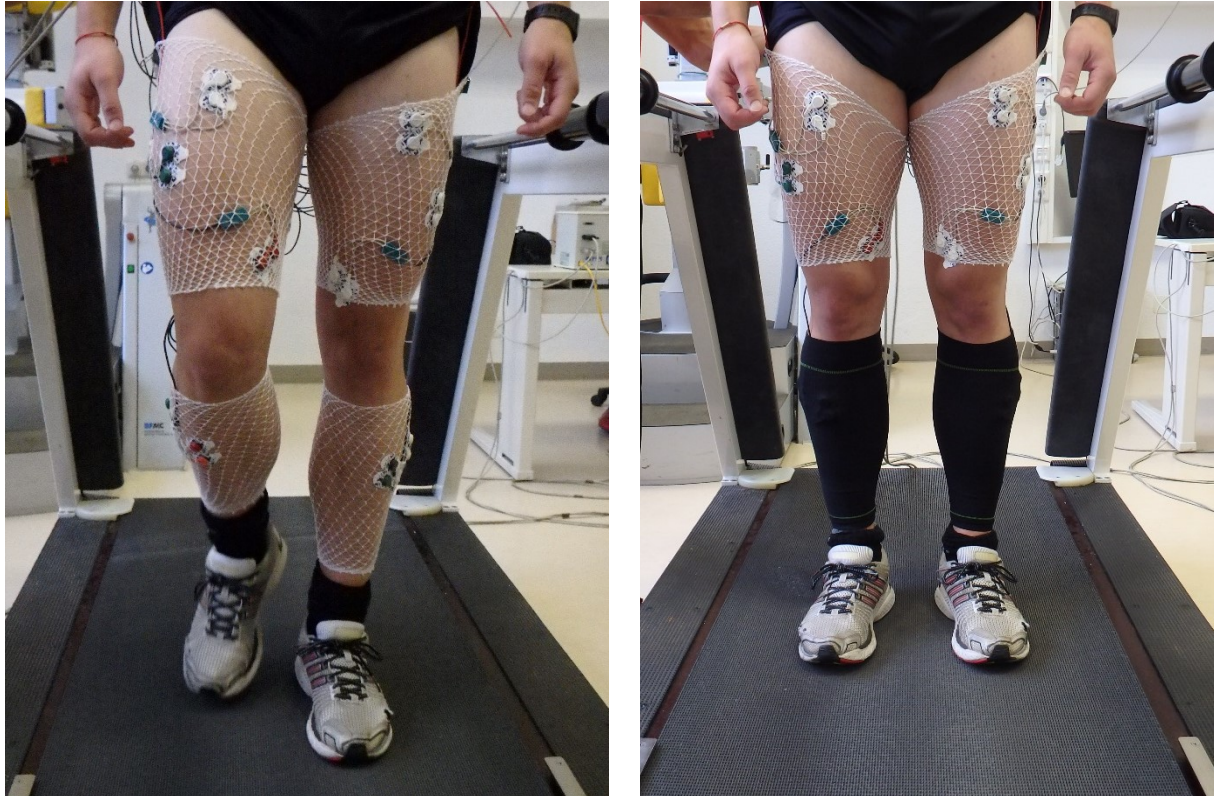


Abbildung 6: Vorderansicht eines Probanden mit den standardisierten Positionen der OEMG- Elektroden in der Situation mit (rechts) und ohne Sleeves (links).

#### 4.2.2.1 Statik

In der statischen Phase (Abbildung 7), beim ruhigen aufrechten Stehen auf dem Laufband, wurde eine Ruhemessung über einen Zeitraum von 20 s durchgeführt.



Abbildung 7: Position der Ruhemessung (Situation mit Sleeves).

#### 4.2.2.2 Dynamik und Messmodi

In der dynamischen Situation wurden die Probanden unterschiedlichen Geschwindigkeiten auf dem Laufband ausgesetzt. Um das Auftreten muskulärer Ermüdung zu verhindern wurden für jede der vorgegebenen Geschwindigkeitseinstellungen lediglich ca. 30 Doppelschritte absolviert, die vom Untersucher mitgezählt wurden. Kurz vor dem ersten Schritt wurde die Ableitung der OEMG-Signale begonnen und nach Erreichen des dreißigsten Doppelschrittes beendet. Während der Einstellung der nächsten Geschwindigkeit, trat der Proband vom laufenden Laufband zur Seite auf die nicht beweglichen Teile des Gerätes und verweilte so in einer Art umgedrehten V-Stand so lange, bis das Band die neue Geschwindigkeit erreicht hatte (Abbildung 8). Danach wurde er gebeten fortzufahren. Eine vollständige dynamische Untersuchungseinheit setzte sich aus den Modi Gehen und Rennen zusammen. Es gab zwei Unterschiedliche Modus- und Geschwindigkeitsreihenfolgen. Die dynamische Situation vor

der Ermüdung: Gehen mit 6, 4 und 8 km/h, Rennen mit 10, 12, 8 und 14 km/h und die dynamische Situation nach der Ermüdung: Rennen mit 10, 12, 8 und 14 km/h, Gehen mit 6, 4 und 8 km/h.



Abbildung 8: V-Stand (links) und die dynamische Situation während der Untersuchung (rechts).

#### 4.2.2.3 Ermüdung

In der Ermüdungsphase wurden die Probanden einer statischen Ausdauerbelastung ausgesetzt, die von jedem Teilnehmer bis zur subjektiven Erschöpfung durchgeführt werden sollte. Das Ziel der Übung war es, eine hochgradige Ermüdung der Unterschenkelmuskulatur zu provozieren. Um dies zu erreichen, nahmen die Probanden die Position eines modifizierten Wandsitzes ein (Abbildung 9). Dabei wurde der Rücken an die Wand gelehnt und die Beine im Knie sowie in der Hüfte 90° gebeugt. Um die Unterschenkelmuskulatur einer adäquaten Belastung zu unterziehen, wurden den Probanden angefertigte Holzklötze unter den Vorfußbereich gestellt und damit ein Kontakt der Ferse zum Boden verhindert. Mit dem Einnehmen der korrekten Position begann die Ableitung der OEMG-Signale, die erst nach dem erschöpfungsbedingten Abbrechen des Probanden beendet wurde. Unmittelbar nach Abbruch der Übung wurde die subjektive Schmerzintensität auf einer Schmerzskala mit den Werten von 1 bis 10 erhoben. Ebenso wurde die empfundene Anstrengung anhand der Borg-Skala erfasst ((Borg 1970), Wertebereich 6-20, ). Mit der Methode des modifizierten



Wandsitzes konnte eine konstante Belastung auf die Ober- und Unterschenkelmuskulatur ausgeübt werden. Die Mitbeteiligung des Oberschenkels war aufgrund der parallel laufenden Studie zur Untersuchung der Wirkung von Oberschenkel-Sleeves erwünscht.



Abbildung 9: Position des modifizierten Wandsitzes.

#### **4.2.2.4 MZP mit Sleeve**

Nach der initialen statischen Ruhemessung erfolgte ein kompletter Durchlauf von zwei dynamischen Einheiten (dynamische Situation vor der Ermüdung), zwischen welchen den Teilnehmern passende Sleeves überzogen wurden (Abbildung 10). Im Anschluss daran erfolgte die Ermüdungsbelastung. Es folgte eine weitere dynamische Einheit (dynamische Situation nach der Ermüdung), die Untersuchung wurde mit einer statischen Ruhemessung abgeschlossen.



Abbildung 10: Aufziehen der Sleeves nach der ersten dynamischen Einheit vor der Ermüdung.

#### **4.2.2.5 MZP ohne Sleeve**

Die Untersuchung ohne Sleeves variierte vom MZP mit Sleeves lediglich im ersten Durchlauf vor der Ermüdung, in dem nur eine dynamische Situation und eine Ruhemessung stattfanden.

### **4.3 Material**

#### **4.3.1 Oberflächen-Elektromyographie**

Die Messung der elektrischen Muskelaktivität erfolgte mittels bipolarer Oberflächen-Elektromyographie (OEMG). Zur Signalerfassung wurden Klebeelektroden (H93SG, Covidien) mit Silber/Silberchlorid-Sensor und runder Ableitfläche (1,6 cm Durchmesser) verwendet. Der Abstand der Elektrodenmittelpunkte betrug 2,5 cm. Die Auswahl der untersuchten Muskeln erfolgte, entsprechend der Fragestellung, hinsichtlich ihrer Funktion für die Lokomotion und der Möglichkeit, sie mit dem OEMG zu erfassen. Die Ableitung erfolgte symmetrisch auf beiden Körperseiten. Es wurden folgende Unterschenkelmuskeln in die Auswertung einbezogen:

1. M. tibialis anterior (TA)
2. M. fibularis longus (FL)
3. M. gastrocnemius Caput laterale (LG)
4. M. gastrocnemius Caput mediale (MG)
5. M. soleus (SO)

Die Positionierung der Elektroden erfolgte nach internationalen Empfehlungen ((Hermens et al. 2000), Abbildung 11, Tabelle 4). Für die Markierung war immer ein erfahrener Untersucher zuständig, sodass ein Variieren der Positionierung vermieden werden konnte. Weiter wurde zur späteren Eliminierung von EKG-Artefakten separat die Herzaktivität abgeleitet. Dafür wurden zwei Elektroden entlang der Herzachse (Sternum und Herzspitzenregion) angebracht. Eine weitere Elektrode über dem Sternum diente der Erdung (Referenzelektrode).

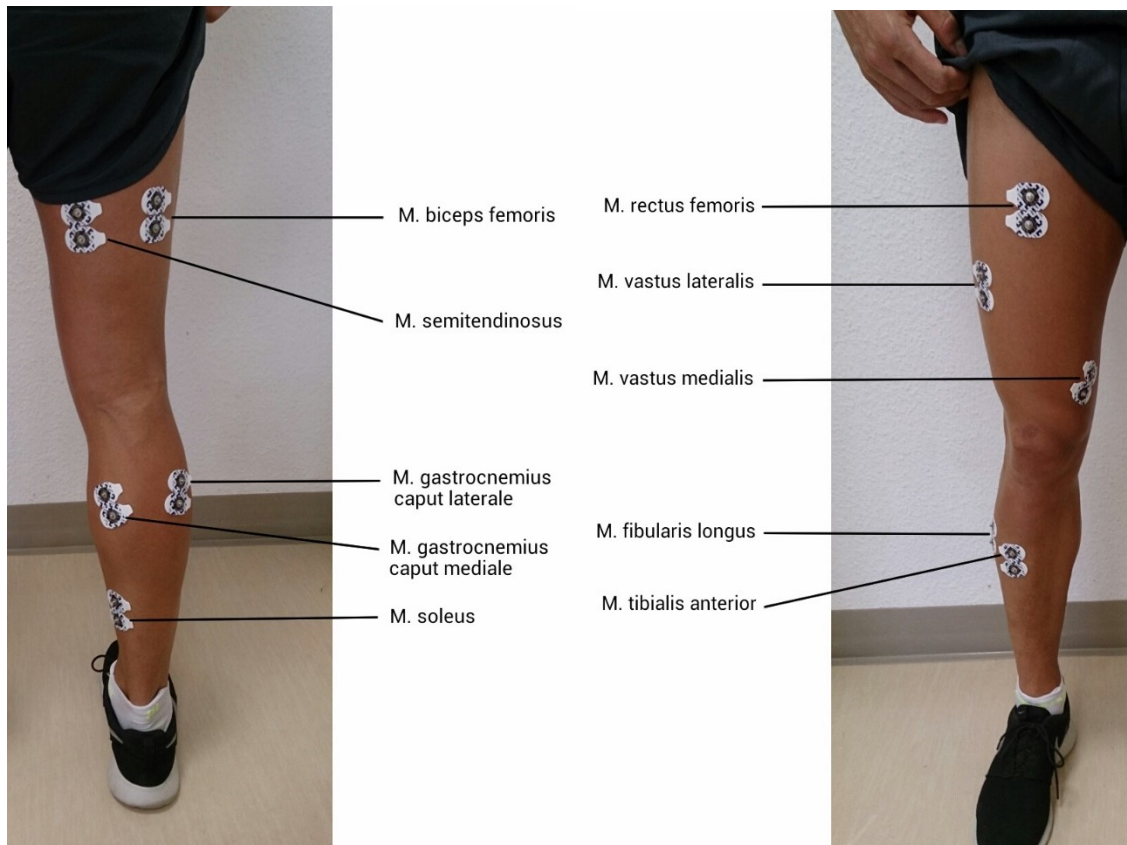


Abbildung 11: Elektrodenpositionen der ausgewählten Muskeln. Zur Vollständigkeit wurden die Positionen für die Muskeln des Oberschenkels aus der Parallelstudie mit beschriftet.

Tabelle 4: Lokalisation der Elektrodenpositionen für die untersuchten Muskeln des Unterschenkels

Muskel	Lokalisation & Orientierung
M. tibialis anterior (TA)	2/3 Distanz Caput fibulae – Malleolus medialis, auf Linie
M. fibularis longus (FL)	3/4 Distanz Caput fibulae – Malleolus lateralis, auf Linie
M. gastrocnemius Caput laterale (LG)	auf höchster Erhebung des Muskelbauches
M. gastrocnemius Caput mediale (MG)	auf höchster Erhebung des Muskelbauches
M. soleus (SO)	2/3 Distanz Malleolus medialis – Femurcondylus medialis

Zur Detektion der einzelnen Schritte für die dynamischen Untersuchungsteile wurden Drucksensoren (FSR-402, Interlink Electronics) im Absatzbereich der Schuhe befestigt. Es erfolgte die Markierung der Elektrodenpositionen auf der Haut der Probanden. Die markierten Stellen wurden daraufhin mit Abrasionspaste bearbeitet, ggf. von Behaarung mit einem Rasierer befreit, um Talg und abgestorbenes Epithel zu entfernen und somit optimale Ableitbedingungen für die OEMG- Signale sicherzustellen. Im Anschluss wurden die Klebeelektroden an den markierten Stellen angebracht und mit Verstärkern verbunden (Abbildung 12). Um den Probanden eine ungehinderte Freiheit beim Laufen zu bieten, wurde die ableitende Kabelage in Bündel geordnet, mit einem zurechtgeschnittenen Netzstrumpf gesichert. Damit wurde die notwendige Bewegungsfreiheit der Probanden sichergestellt und eine effektive Maßnahme zum Minimieren von Bewegungsartefakten gewährleistet. Danach wurden alle Verstärkerknöpfe auf Zug getestet, um Zugartefakte im EMG-Signal zu vermindern. Vor Beginn der Untersuchung erfolgte eine visuelle Überprüfung der OEMG- und Druck-Signale und bei Bedarf ein Erneuern der Klebeelektroden oder ein Austausch der Verstärker. Der sichere Sitz aller Elektroden wurde permanent über die gesamte Untersuchung hinweg überwacht und ggf. korrigiert.



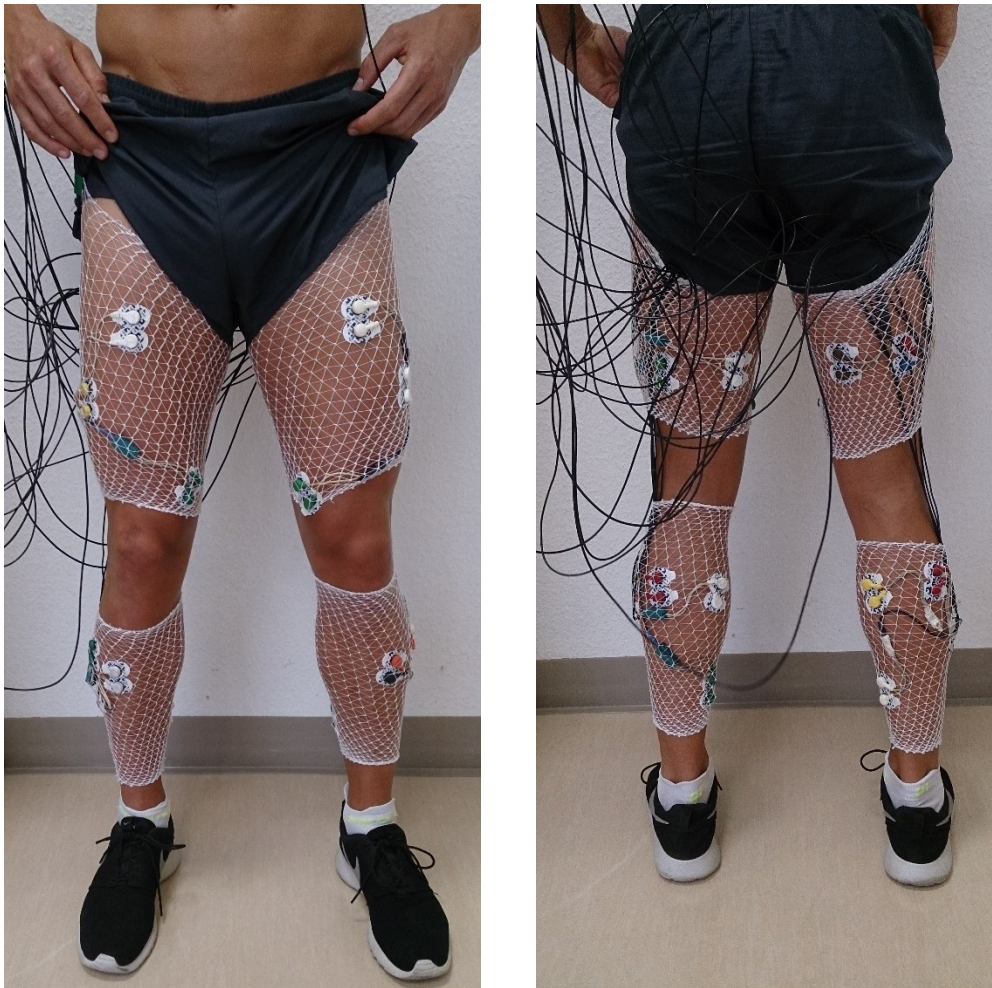


Abbildung 12: Situation nach korrekter Positionierung der Elektroden, Anlage der Verstärker und Sicherung der Kabel durch überzogene Netzstrümpfe.

Die Signale wurden mithilfe von EMG-Verstärkern (10-1000 Hz) der Firma Biovision um den Faktor 1000 verstärkt und unter Verwendung des Analog-Digital Wandlers (A/D-Wandler) ToM (Tower of Measurement, DeMeTec, 2048 Werte/s, 24 Bit Amplitudenauflösung, Anti-aliasing Filter bei 1024 Hz) digitalisiert. Die Aufnahme der Daten erfolgte unter Verwendung des Programms ATISAreC von GJB-Datentechnik. Anhand dessen grafischer Signalanzeige wurde außerdem vor und während der Messungen die visuelle Überprüfung der Signalqualität vorgenommen.

#### 4.3.2 Sleeves

Bei den verwendeten Sleeves handelte es sich um Sport-KS für den Unterschenkel mit einer Kompressionsstärke von 20-30 mm Hg, hergestellt von der Firma Bauerfeind AG. Die Sleeves bestanden aus einem elastischen Gestrick. Laut Hersteller üben die Sleeves ihre größte kompressive Kraft im Bereich des Knöchels aus. Diese nimmt dann mit steigender



Höhe in Richtung Knie ab. So wird ein abfallender Kompressionsgradient erreicht. Damit sorgt der Sleeve potentiell für Förderung der Durchblutung und einer besseren Sauerstoffversorgung der Unterschenkelmuskeln. Dem Nutzer soll so bessere Ausdauer, schnellere Regeneration und verminderte Ermüdbarkeit beim Tragen der Sleeves ermöglicht werden.

Für die Untersuchung wurden US-Sleeves in unterschiedlichen Größen verwendet. Je nach Umfang der Knöchelregion (gemessen eine Fingerbreite oberhalb des medialen Malleolus) und der Länge des Unterschenkels (Distanz vom Ort der Umfangmessung bis zwei Fingerbreiten unterhalb des proximalen Tibiakopfes), konnte jedem Probanden ein passender Sleeve zugeteilt werden (Tabelle 5). Die Platzierung der Unter- und Oberkante der US-Sleeves entsprach den für die Unterschenkelvermessung angegebene Stellen.

Tabelle 5: Maßtabelle für die US-Sleeves.

Umfang (cm)	S	M	L	XL	US-Länge (cm)	SHORT	LONG	X LONG
Oben	32-39	35-43	38-47	42-51		26-30	30,1-36	36,1-43
Unten	19-21	21-24	24-27	27-31				

#### 4.4 Signalverarbeitung

Die abgeleiteten Signale wurden für alle gemessenen Situationen in einer identischen Vorgehensweise bearbeitet. Zur Entfernung von Gleichspannungsanteilen zur Elimination von möglichen Bewegungsartefakten mit 20 Hz hochpassgefiltert. Weiterhin wurden OEMG-Signale mit 300 Hz tiefpassgefiltert (obere Grenze des sinnvoll auswertbaren Frequenzbereiches). Aufgrund der möglichen Einstreuung von aus dem Stromnetz stammenden Störungen, wurden Frequenzen von 50 Hz und Vielfache davon ebenfalls entfernt. Die Elimination der EKG-Artefakte erfolgte über einen zweiphasigen Algorithmus, bei dem zunächst alle in einer Messung vorhandenen EKG-Ereignisse anhand des simultan mitgeführten EKG- Kanals markiert wurden. Danach erfolgte für jeden Messkanal einzeln an diesen markierten Stellen eine Mittelung der Signale in einem Bereich von  $\pm 0,1$  s. Die somit ermittelten Templates (Schablonen) wurden dann im letzten Bearbeitungsschritt an genau denselben Stellen vom Originalsignal abgezogen. Mit dieser Methodik gelang es, die EKG-bedingten Einstreuungen praktisch komplett zu eliminieren (Mörl et al. 2010). Im Weiteren wurden alle Messdaten einer visuellen Kontrolle auf Plausibilität unterzogen und insbesondere die Daten der dynamischen Belastung auf Ausreißer und gestörte Kanäle hin

überprüft. Fehlerhafte Daten wurden von der weiteren Auswertung ausgeschlossen (siehe unten). Die Datenverarbeitung unterschied sich in der Analyse der statischen und der dynamischen Daten.

#### 4.4.1 Statische Daten

Während der Ruhesituationen wurde mit einem Abstand von 0,1 s zu den jeweils markierten EKG- Ereignissen für 0,4 s die mittlere OEMG-Aktivität als rms (siehe 3.5.2) ermittelt und als Mittelwert für die gesamte Situation berechnet. Vor der Berechnung der rms- Werte wurde jede einzelne Messdatei auf mögliche Artefakte, bzw. Instationaritäten hin untersucht und die betreffenden Abschnitte durch Löschung der EKG- Markierungen von der weiteren Verarbeitung ausgeschlossen. Somit konnte sichergestellt werden, dass lediglich einwandfreie Messdaten in die Analyse eingingen.

#### 4.4.2 Dynamische Daten

Zunächst wurden aus den Signalen der Drucksensoren die Fersenaufsatzzeiten ermittelt. Deren medianer Abstand wurde berechnet und im Weiteren lediglich vollständige Schritte verwendet, die maximal 10 % von diesem Wert abwichen. Alle somit berücksichtigten Schritte wurden auf 100 % zeitnormiert und für die Berechnung der Amplitudenverlaufskurven bereitgestellt. Im letzten Schritt der Bearbeitung wurden dann die Amplitudenverlaufskurven aller möglichen Schrittzyklen dargestellt und unter visueller Kontrolle auffällige weil abweichende Zyklen entfernt. Die verbleibenden Zyklen gingen schlussendlich in die Berechnung der mittleren Amplitudenverlaufskurven (rms) jedes einzelnen OEMG-Kanals für jede einzelne Situation und Person ein. Die Zeitverlaufskurven wurden mit einer zeitlichen Auflösung von 0,5 % (201 Einzelwerte) berechnet. Diese Amplitudenverlaufskurven gingen als zeitabhängige Parameter in die Analyse ein. Aus diesen wurde deren Mittelwert berechnet, der dann als zeitunabhängiger Parameter weiter analysiert, sowie für die Berechnung des kumulativen muskulären Aufwands pro zurückgelegte Strecke (engl.: *cumulative muscle activity per distance traveled*, CMAPD) verwendet wurde (Carrier et al. 2011). So wurden die mittleren Amplituden jedes individuellen Muskels zu jeder Geschwindigkeit auf eine Distanz von 1 m normiert und die CMAPD mittels folgender Gleichung berechnet:

$$\text{CMAPD } [\mu\text{V} \times \text{s/km}] = \text{mean}(x_{1-201})[\mu\text{V}]/v[\text{m/s}]$$

wobei „x“ die zeitnormierten Werte und „v“ die Lokomotionsgeschwindigkeit in m/s darstellt und somit die Referenzdistanz von 1 m gegeben ist

#### **4.4.3 Statischer Ermüdungsteil**

Die Daten wurden entsprechend der für die dynamischen Daten beschriebenen Vorgehensweise hinsichtlich der EKG-Artefakte korrigiert. Die weitere Analyse erfasste durch Anwendung der Fourieranalyse sowohl die Amplituden, als auch mittlere Frequenzwerte (MF, arithmetisches Mittel des Frequenzspektrums eines OEMG-Signalabschnittes) über die gehaltene Belastungsdauer. Dabei erfolgte die Analyse sowohl zeitnormiert (Auflösung 1%), als auch für 1-sekündige Abschnitte entsprechend der jeweiligen Haltezeit.

Für die Auswertung wurde die Veränderung der mittleren Parameter (MF, rms) von Beginn zu Ende der Belastungsübung analysiert (siehe Tabelle 12), denn anhand der ermüdungsbedingten Veränderung der mittleren OEMG-Parameter kann der potenzielle ermüdungsverzögernde Effekt von US-Sleeves für die Situation der statischen Ermüdung evaluiert werden.

### **4.5 Auswerteparameter**

#### **4.5.1 Statik**

In der Auswertung von Daten der statischen Situation wurde der Parameter der mittleren OEMG-Amplituden (rms) von stationären Signalabschnitten für jede Situation ermittelt.

#### **4.5.2 Ermüdung**

Neben der mittleren OEMG-Amplitude (rms) wurde im statischen Ermüdungsteil der Parameter der mittleren OEMG-Frequenz (MF) erhoben. In die Auswertung gingen dann gemittelte Werte ein, die zu Beginn in den ersten 10 Sekunden bzw. am Ende in den letzten 10 Sekunden der Ermüdungsbelastung erhoben wurden.

#### **4.5.3 Dynamik**

In der Auswertung der dynamischen Situation erfolgte die Analyse von zeitunabhängigen und zeitabhängigen Daten. Zeitabhängige Daten stellen die Verlaufskurven gemittelter OEMG-Amplituden (rms) über den normierten Schritten dar.

Die zeitunabhängigen Daten wurden anhand der Mittelung der zeitnormierten OEMG-Verlaufskurven als mittlere rms- Werte berechnet. Zusätzlich wurde der kumulative muskuläre Aufwand pro zurückgelegte Strecke (CMAPD) berechnet (Berechnung: Abschnitt 4.4.2).

## 4.6 Statistische Analyse

Die Daten wurden in entsprechend ausgelegten Tabellen gesammelt und nachfolgend die statistischen Analysen durchgeführt. Für die statistische Auswertung wurden die Verfahren Varianzanalyse, T-Test und Effektstärke (partiell  $\eta^2$ , Cohens  $d$ ) angewandt. Aufgrund der Vielzahl der wirkenden Einflussfaktoren, wurde das Modell ANOVA mit Messwiederholung gewählt. Initial wurde zunächst der generelle Einfluss der Faktoren Körperseite und MZP analysiert, sowie deren systematische Wirkung auf die Messdaten überprüft. Im Falle eines fehlenden signifikanten Einflusses der Körperseite wurde die weitere Analyse exemplarisch lediglich mit den Werten der linken Körperhälfte fortgeführt. Der Auswahl einer repräsentativen Körperseite wurde gegenüber der ebenfalls möglichen Mittelung beider Seiten der Vorrang eingeräumt, weil damit die Analyse anhand tatsächlich vorhandener Werte durchgeführt wurde und keine virtuellen, weil gemittelten Daten verarbeitet wurden. Folgend wurden die Daten der jeweiligen Untersuchungssituation in einer weiteren Varianzanalyse auf den Einfluss der US-Sleeves überprüft. Zugleich wurden Interaktionen der einzelnen Einflussfaktoren beachtet und deren Signifikanz bestimmt. Als Signifikanzschwelle für den Nachweis eines systematischen Einflusses wurde generell ein Irrtumswahrscheinlichkeitsniveau von  $p \leq 0,05$  festgelegt.

### 4.6.1 Zeitunabhängige Daten

Um die Aussagekraft des P-Wertes zu verbessern wurde die Darstellung der Effektstärke mittels partiellen  $\eta^2$  ( $\eta^2_p$ ) zur interpretatorischen Absicherung des Signifikanzniveaus gewählt. Der Parameter Partielles  $\eta^2$ , der im Rahmen der ANOVA berechnet wird kann zusätzlich zum Signifikanzniveau insbesondere die für die Bedeutung einer statistischen Aussage wichtige Frage der Relevanz gefundener Unterschiede beleuchten. Die Grenzen für die Größe des Effektes liegen nach Sink und Mvududu (Sink und Mvududu 2010) bei 0.01 (kleiner Effekt), 0.06 (mittlerer Effekt) und 0.14 (großer Effekt).

### 4.6.2 Zeitabhängige Daten

In den dargestellten Ergebnissen der zeitabhängigen mittleren Amplituden wurde auf die Einbeziehung signifikanter Differenzen (Anwendung des T-Tests) verzichtet, da aufgrund der inneren Verbundenheit der entsprechenden Zeitverlaufsdaten diese einem speziellen Korrekturalgorithmus (Bonferroni-Holm Korrektur) unterzogen werden müssen, um die Akkumulation des Alfa-Fehlers zu verhindern (Hemmelmann et al. 2008). Das führt bei der hohen Zahl (201) der einzelnen Messpunkte zu einem derartig niedrigen geforderten initialen Signifikanzniveau ( $0,05/201=0,000248$ ), dass dieses bei der vorliegenden Stichprobengröße

fast nie erreicht werden kann. Um eine sinnvolle statistische Aussage zu ermöglichen, wurde deswegen die Effektstärke (Cohens d) dargestellt, die eine kontinuierliche Beurteilung des Ausmaßes der jeweiligen Veränderung der Amplitudenwerte erlaubt (Cohen 1988). Werte von  $\geq 0,5$  sind als mittlere Effektstärke, Werte  $\geq 0,8$  als starke Effekte zu interpretieren. Zudem wurden die Unterschiede zwischen beiden zu berechnenden Situationen als Differenzwerte mit den entsprechenden Konfidenzintervallen dargestellt. Solange ein dargestelltes Konfidenzintervall die Nulllinie nicht überschreitet, kann dieser Unterschied mit Vorsicht als signifikant interpretiert werden.

Im folgenden Untersuchungsteil werden die bereits erwähnten 5 Unterschenkelmuskeln (TA, FL, LG, MG, SO) betrachtet.

## 5. Ergebnisse

Die im Folgenden dargestellten Ergebnisse wurden mittels der beschriebenen Datenanalyse erhoben. Sie können in Kategorien der statischen Situation, des Einflusses ermüdender Belastung, sowie der dynamischen Lokomotion angesehen werden. Die Parametrisierung der Statik und der Ermüdung erfolgte zeitunabhängig, es wurde daher ein repräsentativer Wert pro Messung dargestellt. Der Bereich der Dynamischen Messung wurde sowohl zeitunabhängig (gemittelte Werte über den gesamten beobachteten Zeitbereich) als auch zeitabhängig (detaillierte Analyse für die einzelnen Datenpunkte der zeitnormierten Verlaufsdaten) analysiert. Die zeitabhängigen Messergebnisse wurden für die normierten Zeitverlaufskurven mit einer Auflösung von 0,5% (201 Werte) berechnet. In folgender Auswertung werden 5 Unterschenkelmuskeln in den 3 erwähnten Kategorien bezüglich des Einflusses der komprimierenden Sleeves auf die Muskelaktivität analysiert.

### 5.1 Statik

In der statischen Situation wurden Messdaten muskulärer Aktivität bei in Ruhe stehenden Probanden registriert. Um generelle systematische Einflüsse des Messzeitpunktes und des Tragens oder Nicht-Tragens der Sleeves zu bewerten, wurden Varianzanalysen mit Messwiederholungen (ANOVA) für die mittleren OEMG-Aktivitäten (rms) der Unterschenkelmuskulatur gerechnet.

#### 5.1.1 Analyse der Einflussfaktoren in der statischen Situation

Zuerst galten hierbei der MZP, die einzelnen Muskeln und die Körperseite als Einflussvariablen, ebenfalls wurde die Interaktion zwischen MZP und den Muskeln untersucht (Tabelle 6).

Tabelle 6: Ergebnisse (p- Werte und Effektstärke) der ANOVA für die OEMG-Amplitudenwerte für die untersuchten Muskeln der Unterschenkel (US), (MZP; Messzeitpunkt).

	Faktor "MZP"	Faktor "Muskel"	Faktor "Seite"	Interaktion "MZP × Muskel"
US	$p \geq 0,78$ , $\eta_p^2=0,002$	$p < 0,001$ , $\eta_p^2=0,87$	$p \geq 0,59$ , $\eta_p^2=0,01$	$p \geq 0,34$ , $\eta_p^2=0,10$

Für das ruhige Stehen konnte somit kein signifikanter Einfluss des Messzeitpunktes und der Körperseite festgestellt werden, die mittleren OEMG-Werte der untersuchten Unterschenkelmuskeln wiesen mit hoher Signifikanz unterschiedliche Ausprägungen auf.

In einer zweiten Varianzanalyse wurde deswegen nunmehr der Einfluss der US-Sleeves für die Muskeln der linken Körperseite untersucht. Es wurde der Faktor "Sleeve" und seine Interaktion mit den einzelnen Muskeln betrachtet.

Tabelle 7: Ergebnisse (p- Werte und Effektstärke) der ANOVA für die OEMG-Amplitudenwerte für die untersuchten Muskeln der Unterschenkel (US).

	Faktor "Sleeve"	Interaktion "Sleeve × Muskel"
US	$p \geq 0,98, \eta_p^2=0,01$	$p \geq 0,69, \eta_p^2=0,15$

Tabelle 7 verdeutlicht, dass eine Kompression der Unterschenkel mittels US-Sleeves bei ruhigem Stehen zu keinerlei systematischem Einfluss auf das mittlere Aktivierungsniveau der Unterschenkelmuskulatur führt.

Der Einfluss der Körperseite konnte weitgehend ausgeschlossen werden, so wurden für die Einzelanalyse des Einflusses der US-Sleeves während der statischen Situation weiter stellvertretend für beide Seiten nur die Messergebnisse des linken Unterschenkels berücksichtigt.

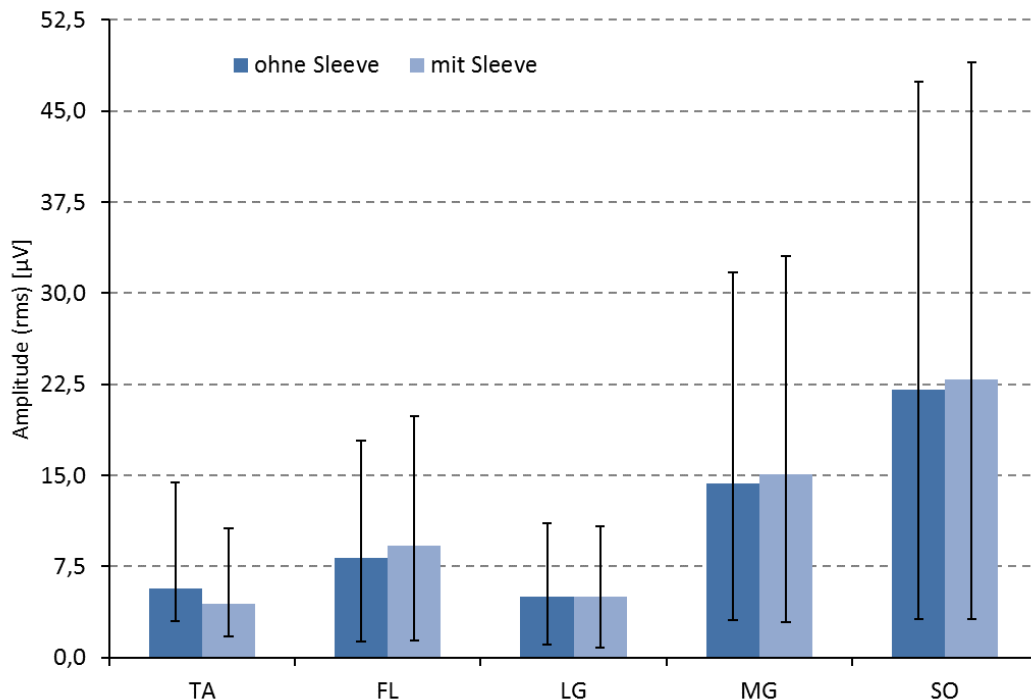


Abbildung 13: Darstellung der mittleren Amplitudenwerte (rms, Mittelwerte  $\pm$  95% Konfidenzintervall) der Unterschenkelmuskeln auf der linken Seite für das ruhige Stehen vor Beginn der Untersuchung.

In Abbildung 13 fallen besonders der M. gastrocnemius Caput mediale (MG) und der M. soleus (SO) hinsichtlich ihres vergleichsweise hohen Aktivierungsniveaus auf, welches typisch für diese Muskeln während ruhigen Stehens ist. Bei den untersuchten Muskeln konnten keine signifikant unterschiedlichen Werte in der Kategorie Sleeve beobachtet werden.

### 5.1.2 Zusammenfassung statische Situation

Zusammenfassend haben somit die US-Sleeves in der statischen Situation keinerlei signifikanten Effekt auf die mittlere OEMG-Muskelaktivität (rms) der untersuchten Unterschenkelmuskeln.

## 5.2 Statische Ermüdungsbelastung

### 5.2.1 Haltezeiten

Bei der statischen Ermüdungsbelastung konnten zum zweiten Untersuchungszeitpunkt unabhängig von der Applikation der US-Sleeves mit im Mittel 286 s signifikant längere Haltezeiten erzielt werden, als zum ersten MZP (245s,  $p < 0,001$ ). Zu beiden Messzeitpunkten wurden gleich hohe Schmerzangaben angegeben (Skala von 0-10; MZP 1: 1,7, MZP 2: 1,9), sowie über sich nicht unterscheidende Anstrengungsniveaus berichtet (MZP 1: 16,8, MZP 2: 17,1). Tabelle 8 stellt die Interaktion zwischen den Tragezeitpunkten der Sleeves und den erreichten Haltezeiten dar.

Tabelle 8: Mittelwert (MW) der Haltezeiten für die statische Ermüdungsbeanspruchung mit Standardabweichungen (SD) und Signifikanz der Haltezeitenunterschiede von den aufeinanderfolgenden Messzeitpunkten.

	MW	SD	T-Test MZP 1 vs 2
<b>MZP 1: kein Sleeve</b>	222 s	65,2	n.s.
<b>MZP 2: Sleeve</b>	258 s	96,6	
<b>MZP 1: Sleeve</b>	252 s	71,2	p<0,025
<b>MZP 2: kein Sleeve</b>	315 s	91,3	

Die Haltezeiten zum MZP 2 konnten nur dann signifikant verlängert werden, wenn die Sleeves zum MZP 1 getragen wurden. Das Tragen der Sleeves zum MZP 2 konnte keine systematischen Veränderungen der Haltezeiten hervorrufen.



### 5.2.2 Analyse der OEMG- Einflussfaktoren in der statischen Ermüdungssituation

Zunächst wurde erneut der Einfluss der Körperseite, bzw. deren Interaktion mit den Faktoren "MZP" und "Sleeve" auf die ermüdungsbedingten Veränderungen der mittleren OEMG-Parameter (rms, MF) überprüft.

Tabelle 9: Ergebnisse (p- Werte und Effektstärke) der ANOVA mit Messwiederholungen für den Zusammenhang zwischen Seite und den interagierenden Faktoren MZP und Sleeve der mittleren OEMG-Amplituden- und Frequenzwerte (rms, MF) hinsichtlich ihrer Änderungscharakteristik zwischen Anfang und Ende der statischen Ermüdungsbelastung für die untersuchten Muskeln des linken Unterschenkels (US).

		Seite	MZP	Interaktion "Seite × MZP"	Interaktion "Seite × Sleeve"
US	rms	p = 0,47, $\eta_p^2=0,01$	p = 0,10, $\eta_p^2=0,25$	p = 0,76, $\eta_p^2 \leq 0,01$	p = 0,10, $\eta_p^2=0,03$
	MF	p = 0,05, $\eta_p^2=0,04$	p = 0,08, $\eta_p^2=0,28$	p = 0,07, $\eta_p^2=0,03$	p = 0,16, $\eta_p^2=0,02$

Es konnte sowohl ein Einfluss der Körperseite, des Messzeitpunktes, als auch deren Interaktion und die Interaktion der Faktoren "Seite" und "Sleeve" ausgeschlossen werden (Tabelle 9, alle p-Werte > 0,05).

Demnach wurden für die Analyse der ermüdungsbedingten Veränderungen weiter stellvertretend für beide Seiten nur die Messergebnisse des linken Unterschenkels berücksichtigt sowie die Wirkung der Sleeves unabhängig vom MZP analysiert.

In einer weiteren Varianzanalyse wurde die Interaktion der Faktoren "Muskel" und "MZP" bewertet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 10 aufgeführt.

Tabelle 10: Ergebnisse (p- Werte und Effektstärke) der ANOVA mit Messwiederholungen für den Zusammenhang zwischen Muskel und MZP der mittleren OEMG-Amplituden- und Frequenzwerte hinsichtlich ihrer Änderungscharakteristik zwischen Anfang und Ende der statischen Ermüdungsbelastung für die untersuchten Muskeln des Unterschenkels (US).

		Interaktion "Muskel × MZP"	
US	rms	p = 0,75	$\eta_p^2=0,02$
	MF	p = 0,73	$\eta_p^2=0,02$

Ein systematischer Zusammenhang zwischen der Veränderung der muskulären OEMG-Parameter und dem MZP konnte damit ausgeschlossen werden. Daraus folgend konnte eine

weitere ANOVA gerechnet werden, die nunmehr den Einfluss des Tragens der Sleeves untersuchte (Tabelle 11).

Tabelle 11: Ergebnisse (p- Werte und Effektstärke) der ANOVA mit Messwiederholungen für den Faktor "Sleeve" der mittleren OEMG-Amplituden- und Frequenzwerte hinsichtlich ihrer Änderungscharakteristik zwischen Anfang und Ende der statischen Ermüdungsbelastung für die untersuchten Muskeln des Unterschenkels (US).

		Faktor "Sleeve"	Interaktion "Sleeve × Muskel"
US	rms	$p = 0,17, \eta_p^2=0,28$	$p = 0,17, \eta_p^2=0,28$
	MF	$p = 0,52, \eta_p^2=0,15$	$p = 0,52, \eta_p^2=0,15$

Auch hier übte das Tragen der Sleeves keinen Einfluss auf die Veränderung der OEMG-Parameter aus.

In den folgenden Diagrammen (Abbildung 14 und Abbildung 15) sind die mittleren Änderungswerte sowohl für Amplituden, als auch für die Frequenzkennwerte während der Ermüdungsbelastung dargestellt.

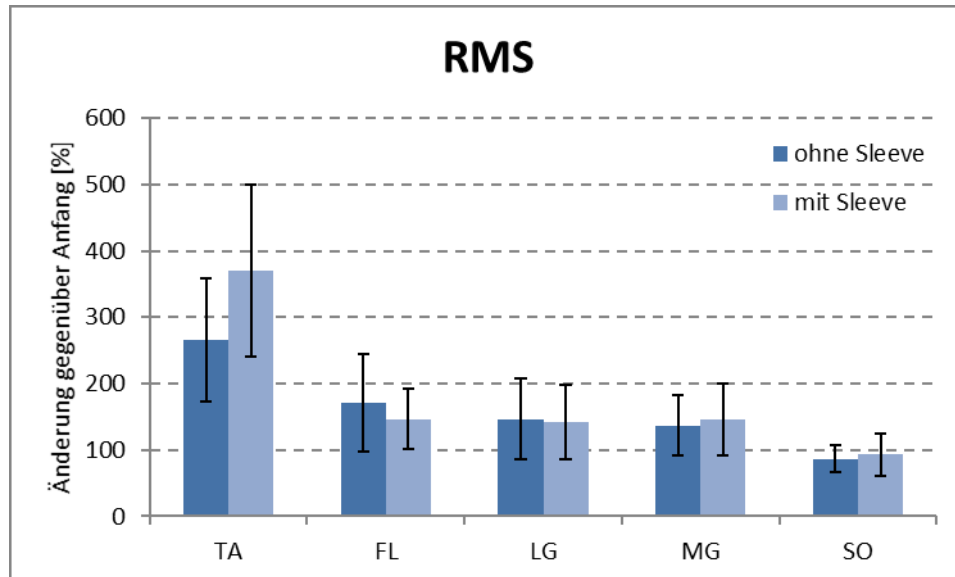


Abbildung 14: Veränderung der Amplitude für die untersuchten Unterschenkelmuskeln während der statischen Ausdauerbelastung ohne und mit Verwendung von US- Sleeves. Mittelwerte  $\pm$  95% Konfidenzintervall.

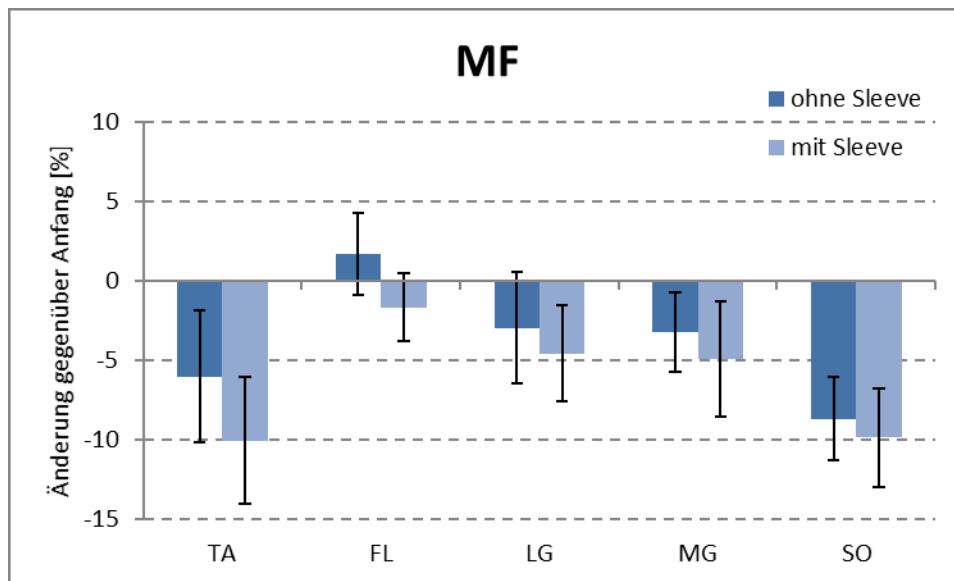


Abbildung 15: Veränderung der Frequenzwerte für die untersuchten Unterschenkelmuskeln während der statischen Ausdauerbelastung ohne und mit Verwendung von US- Sleeves. Mittelwerte  $\pm$  95% Konfidenzintervall.

Die mittlere Amplitude (rms) stieg unabhängig von der Anwendung der Sleeves bei allen untersuchten Muskeln mit hoher Signifikanz deutlich an (Tabelle 12). Die mittlere Frequenz sank dagegen mit Ausnahme von dem M. fibularis longus bei sonst allen untersuchten Unterschenkelmuskeln signifikant. Um die Veränderungen der mittleren Amplituden und Frequenzen zu beurteilen, wurden absolute Mittelwerte der mittleren OEMG-Parameter (rms, MF) am Anfang und am Ende der statischen Ermüdungsbelastung erhoben, verglichen und deren Änderung mittels Signifikanztest analysiert. Der folgenden Tabelle 12 sind diese Werte zu entnehmen.

Tabelle 12: Darstellung der absoluten Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) der mittleren OEMG-Parameter (rms, MF) der untersuchten Unterschenkelmuskeln hinsichtlich ihrer Änderungscharakteristik zwischen Anfang und Ende der statischen Ermüdungsbelastung und der Signifikanz der Veränderung (T-Test A. vs. E.), in Abhängigkeit von Tragen oder nicht Tragen von US-Sleeves am linken Unterschenkel (A.=Anfang, E.=Ende).

			TA	FL	LG	MG	SO
ohne Sleeve	rms	MW Anfang	9,99	34,45	22,17	24,30	59,90
		SD	13,29	15,29	16,50	14,50	17,95
		MW Ende	27,26	82,47	43,14	53,80	113,26
		SD	16,58	32,17	25,88	31,28	51,64
		T-Test A. vs. E.	p=0,00	p=0,00	p=0,00	p=0,00	p=0,00
	MF	MW Anfang	99,42	113,39	118,85	126,42	121,48
		SD	12,75	11,04	16,49	15,46	13,07
		MW Ende	92,54	118,21	114,83	121,47	112,23
		SD	11,86	12,38	16,38	18,12	16,02
		T-Test A. vs. E.	p=0,02	p=0,00	p=0,00	p=0,00	p=0,00
mit Sleeve	rms	MW Anfang	8,38	39,77	22,15	22,71	65,48
		SD	5,87	18,94	15,41	10,06	39,82
		MW Ende	32,80	88,87	42,12	53,84	122,13
		SD	24,54	25,17	19,26	27,00	60,54
		T-Test A. vs. E.	p=0,00	p=0,00	p=0,00	p=0,00	p=0,00
	MF	MW Anfang	100,35	115,37	122,09	128,48	122,42
		SD	7,42	11,90	13,72	16,75	12,10
		MW Ende	92,79	116,42	117,02	119,98	110,03
		SD	12,89	13,35	16,42	16,04	15,74
		T-Test A. vs. E.	p=0,01	p=0,54	p=0,00	p=0,00	p=0,00

### **5.2.3 Zusammenfassung statische Ermüdungssituation**

Nach Betrachtung der statistischen Ergebnisse lässt sich die Aussage treffen, dass bei der statischen Ermüdungsbelastung kein Einfluss der US-Sleeves auf die ermüdungsbedingten Veränderungen der OEMG-Parameter der Unterschenkelmuskulatur nachzuweisen ist.

## **5.3 Dynamik**

Um die Wirkung komprimierender US-Sleeves während des dynamischen Teils der Untersuchung zu beurteilen, wurde zunächst wieder der systematische Einfluss des Faktors MZP in einer Varianzanalyse geprüft. Ein signifikanter Einfluss des Messzeitpunktes konnte ausgeschlossen werden ( $p=0,273$ ). Weiter wurden die Messdaten der dynamischen Situation vor und nach der ausgeführten Belastungsübung betrachtet. Im dynamischen Untersuchungsteil vor der Belastung konnten konstant signifikante Unterschiede zwischen den Daten der Kategorien mit und ohne US-Sleeve beobachtet werden, die nach der Belastungsphase komplett verschwanden. Darum wird im Ergebnisteil nur die Situation vor der Ermüdung dargestellt.

### **5.3.1 Darstellung der zeitunabhängigen mittleren Amplitudenwerte**

In der Folge wurde der Einfluss der Körperseite in einer weiteren ANOVA Varianzanalyse, diesmal für die lokomotorischen Untersuchungssituationen ermittelt. Dieser stellte sich, wie bereits für die statischen Situationen als nicht vorhanden dar ( $p=0,328$ ), sodass für die Auswertung der untersuchten Muskeln erneut die Daten des linken Unterschenkels als stellvertretend für beide Seiten dargestellt werden.

Der ANOVA konnten weitere wichtige Ergebnisse zum Einfluss der US-Sleeves entnommen werden. So zeigten sich neben des generell nachweisbaren Effekts der Sleeves die Einflussfaktoren der Lokomotionsart (Gehen, Rennen), Lokomotionsgeschwindigkeit sowie des Muskels ebenfalls als hochsignifikant (

Tabelle 13). In Folge dessen wird im kommenden Teil jeder untersuchte Unterschenkelmuskel für alle getesteten Geschwindigkeiten einzeln dargestellt.

Tabelle 13: Ergebnisse (p- Werte und Effektstärke) der ANOVA mit Messwiederholungen für den Einfluss des Faktors "Sleeve" (ohne/mit), "Lokomotionsart" (Gehen/Rennen), "Lokomotionsgeschwindigkeit" und "Muskel" der OEMG-Amplituden (rms) in der dynamischen Situation vor der Belastungsübung.

US	Sleeve	Lokomotionsart	Lokomotionsgeschwindigkeit	Muskel
	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001
	$\eta_p^2=0,709$	$\eta_p^2=0,898$	$\eta_p^2=0,958$	$\eta_p^2=0,880$

Die nun folgenden Abbildungen sind einheitlich formatiert und enthalten folgende Informationen / Formatierungen: In der linken Hälfte der jeweiligen Abbildungen werden die mittleren Amplitudenwerte aufgeführt, in den rechten Teilabbildungen die mittleren Werte des CMAPD. Dargestellt sind die Mittelwerte  $\pm$  95% ige Konfidenzintervalle. Signifikante Unterschiede ( $p \leq 0,05$ ) zwischen den Tragesituationen sind mit Sternchen gekennzeichnet. Die Werte für das Gehen erscheinen in Blautönen, die für das Laufen in Rottönen. Die Situation ohne Sleeve wird mit blassen, die mit Sleeve mit gesättigten Farben kodiert.

### 5.3.1.1 Musculus tibialis anterior (TA)

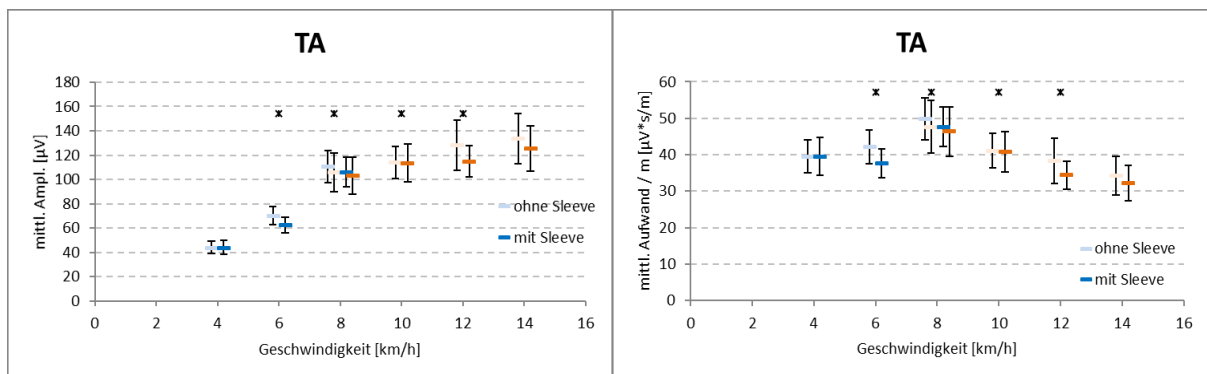


Abbildung 16: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (bezogen auf 1 m, rechts) für den TA.

Mit zunehmender Lokomotionsgeschwindigkeit ist beim TA eine Erhöhung der mittleren Amplitude zu beobachten. Die Messwerte des mittleren Aufwandes weisen mit steigender Geschwindigkeit ab dem Übergang in die Lokomotionsart Rennen eine eher abfallende Tendenz auf. Der US-Sleeve wirkte sich mit einem senkenden Effekt auf die mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) des TA signifikant bei mehreren Geschwindigkeiten aus. Die erzielten relativen Reduktionen der mittleren Werte variierten zwischen 0,5% (Rennen bei 10 km/h) bis 12% (Gehen bei 6 km/h).

Tabelle 14: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den M. tibialis anterior zwischen der Situation ohne und mit Sleeve. Eingetragene Zahlenwerte weisen auf signifikante Unterschiede zwischen beiden Situationen hin, wobei positive Zahlenwerte um den jeweiligen Prozentsatz niedrigere Werte in der Situation mit Sleeves kennzeichnen.

TA	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	n.s.	12,0%	4,4%	n.s.	0,5%	11,5%	n.s.

### 5.3.1.2 Musculus fibularis longus (FL)

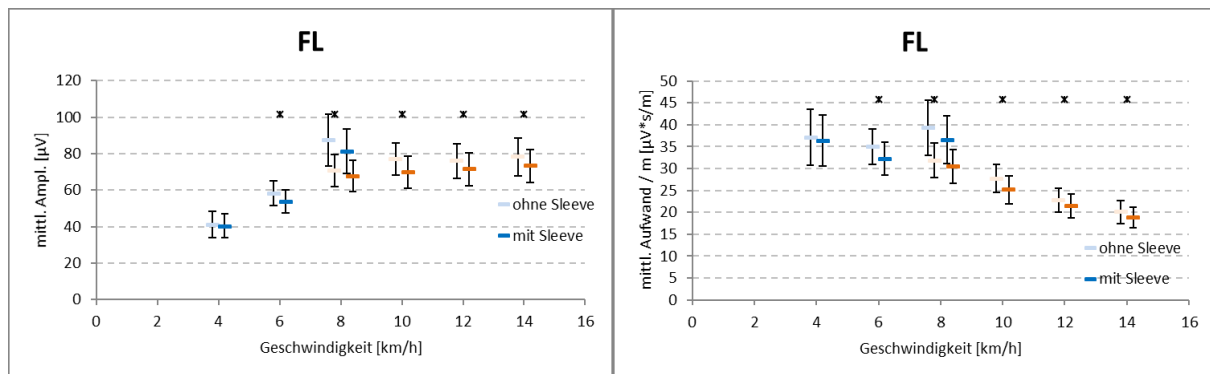


Abbildung 17: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (bezogen auf 1 m, rechts) für den M. fibularis longus (FL).

Mit dem Einsatz der komprimierenden US-Sleeves konnten die mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) bei allen Lokomotionsgeschwindigkeiten reduziert werden. Signifikante Senkungen ergaben sich für die Gehgeschwindigkeiten 6 und 8 km/h und für die Laufgeschwindigkeiten 10, 12 und 14 km/h. Die größte relative Reduktion konnte bei der Laufgeschwindigkeit 10 km/h erzielt werden, sie betrug 10%. Das Verhalten der mittleren Amplitude wies für das Gehen ebenfalls einen Anstieg mit zunehmender Gehgeschwindigkeit auf, blieb aber für das Rennen weitgehend unabhängig von der Laufgeschwindigkeit. Die Werte des mittleren Aufwandes nahmen somit mit steigender Lokomotionsgeschwindigkeit beim Rennen stark ab.

Tabelle 15: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den M. fibularis longus zwischen der Situation ohne und mit Sleeve.

FL	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	n.s.	8,8%	7,5%	n.s.	10,0%	6,3%	6,6%



### 5.3.1.3 Musculus gastrocnemius Caput laterale (LG)

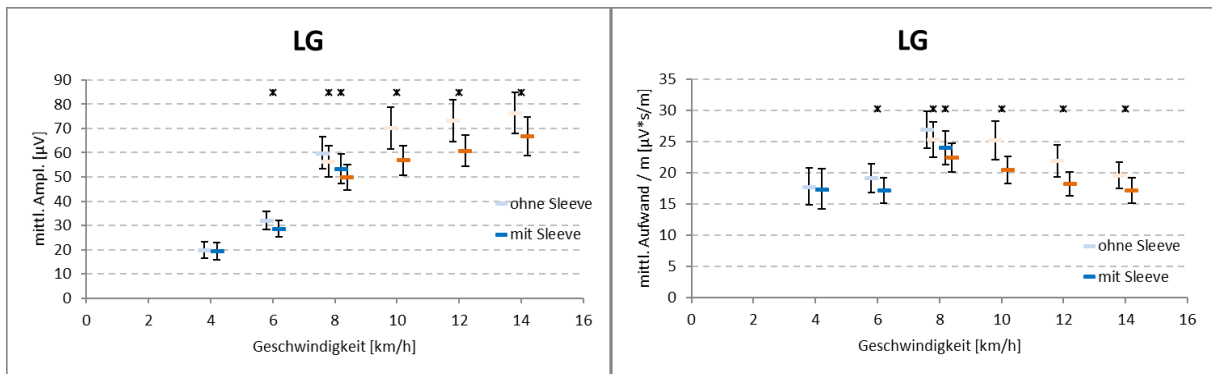


Abbildung 18: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (bezogen auf 1 m, rechts) für den M. gastrocnemius Caput laterale (LG).

Beim Einsatz der US-Sleeves wurden signifikante Senkungen der mittleren Werte festgestellt. Bei den Gehgeschwindigkeiten 6 und 8 km/h konnte eine relative Reduktion der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) um ca. 12% erreicht werden. Beim Rennen wurden Senkungen von 13% (R8) bis hin zu 23% (R10) gemessen. Mit zunehmender Geschwindigkeit wuchs die mittlere Amplitude unabhängig von der Lokomotionsart an, der Anstieg war aber für das Rennen deutlich schwächer ausgeprägt.

Tabelle 16: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den M. gastrocnemius Caput laterale zwischen der Situation ohne und mit Sleeve.

LG	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	n.s.	11,7%	12,1%	13,0%	23,0%	20,4%	14,3%

### 5.3.1.4 Musculus gastrocnemius Caput mediale (MG)

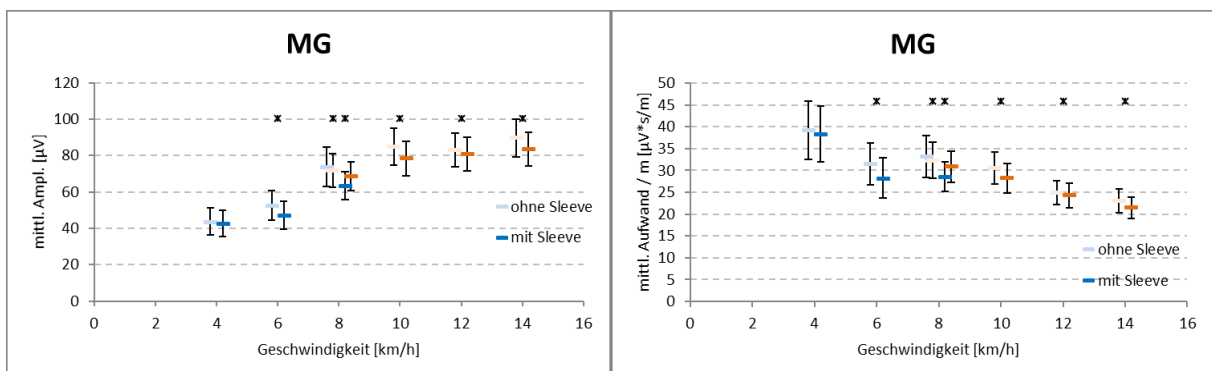


Abbildung 19: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (bezogen auf 1 m, rechts) für den M. gastrocnemius medialis (MG).

Durch das Tragen der Sleeves konnten erneut signifikante Reduktionen der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) nachgewiesen werden. Die Senkung der mittleren Werte zeigte sich bei der Gehgeschwindigkeit 8 km/h mit 16,2% am deutlichsten, beim Rennen lagen die relativen Reduktionswerte zwischen 2,6% und 8% und somit wesentlich geringer als beim lateralen Kopf des M. gastrocnemius. Mit zunehmender Geschwindigkeit wuchs die mittlere Amplitude an, wobei sich der Anstieg beim Rennen erneut deutlich gegenüber dem Gehen abflachte. Der kumulative Aufwand wies erhöhte Werte beim Gehen mit 4 km/h auf und zeigte eine sinkende Tendenz mit zunehmender Lokomotionsgeschwindigkeit.

Tabelle 17: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den M. gastrocnemius Caput mediale zwischen der Situation ohne und mit Sleeve.

MG	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	n.s.	11,4%	16,2%	4,6%	8,0%	2,6%	7,3%

### 5.3.1.5 Musculus soleus (SO)

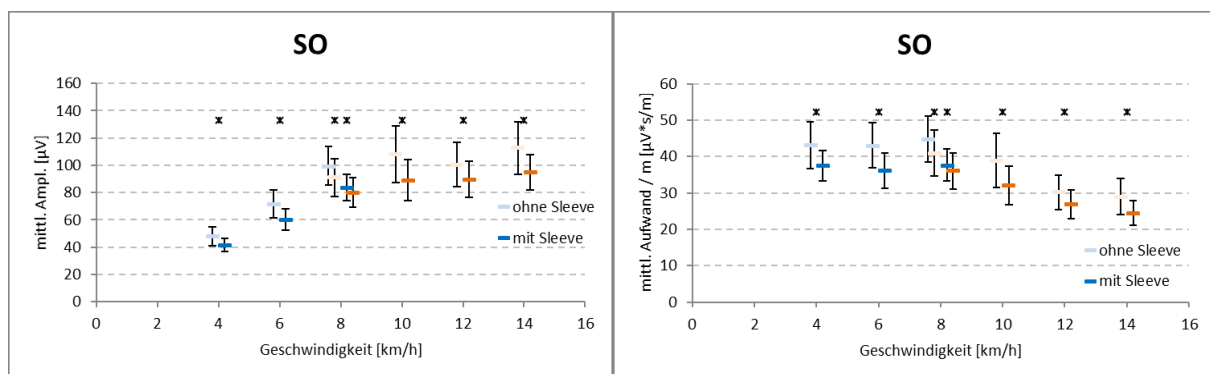


Abbildung 20: Mittlere Amplitudenwerte (links) und kumulativer Aufwand pro Strecke (bezogen auf 1 m, rechts) für den M. soleus (SO).

Auch im Falle des M. soleus konnten signifikante Reduktionen der mittleren Amplituden (rms) und des kumulativen Aufwandes (CMAPD) während des Tragens der US-Sleeves nachgewiesen werden. Hier konnte eine signifikante Senkung bei allen getesteten Lokomotionsgeschwindigkeiten nachgewiesen werden. Beim Gehen kam es durch Tragen der Sleeves zu einer Reduktion der beiden Parameter um 15% bis 19,3%, im Modus Rennen konnten Werte von 12,1% bis 21,2% erreicht werden. Die mittlere Amplitude stieg mit wachsender Geschwindigkeit an, der kumulative Aufwand wies über die

Gehgeschwindigkeiten ein ähnlich hohes Niveau auf und wies beim Übergang zum Rennen eine mit steigender Geschwindigkeit abnehmende Charakteristik auf.

Tabelle 18: Relative Unterschiede der mittleren Amplituden- und Aufwandswerte (rms, CMAPD) für den M. soleus zwischen der Situation ohne und mit Sleeve.

SO	G4	G6	G8	R8	R10	R12	R14
rms/CMAPD	15,0%	19,3%	18,9%	13,6%	21,2%	12,1%	18,6%

### 5.3.2 Darstellung der zeitabhängigen mittleren Amplitudenwerte

Um die Ergebnisse der zeitabhängigen Messdaten beurteilen zu können, wurde im folgenden Abschnitt der zeitliche Verlauf der mittleren Amplitudenwerte aller getesteten Unterschenkelmuskeln stellvertretend für die repräsentativen Geschwindigkeiten 6 km/h Gehen und 12 km/h Rennen dargestellt. Auch hier wurde ausschließlich mit Daten der linken Körperseite gerechnet. Für die Darstellung erfolgt der linke Fersenaufsatz immer bei 0%, der rechte Fersenaufsatz bei 50% des zeitnormierten Schrittes. So findet die zu berücksichtigende Standphase beim Gehen von 0% bis ca. 62% und beim Rennen von 0% bis ca. 30% des normierten Schrittes statt. In den links aufgeführten Diagrammen befinden sich Verlaufskurven der mittleren Amplituden eines zeitnormierten Schrittes, bei gegebenen Muskeln und Geschwindigkeiten. Schwarze Verlaufskurven stehen für die Situation ohne Sleeves, grüne dann für die Situation mit Sleeves. Die Effektstärke wird von roten Punkten immer dann dargestellt, wenn sie Werte  $>0,5$  annimmt.

In den rechts aufgeführten Diagrammen ist die relative Differenz zusammen mit den 95% igen Konfidenzintervallen dargestellt, die den Effekt durch das Tragen der Sleeves weiter verdeutlichen soll. Für die Interpretation der relativen Differenzen ist zu beachten, dass negative Werte eine Aufwandsverminderung durch das Tragen der Sleeves bedeuten und unabhängig von der Richtung Effekte dann als signifikant gewertet werden können, sobald das Konfidenzintervall die Null- Linie nicht überschreitet.

### 5.3.2.1 Musculus tibialis anterior

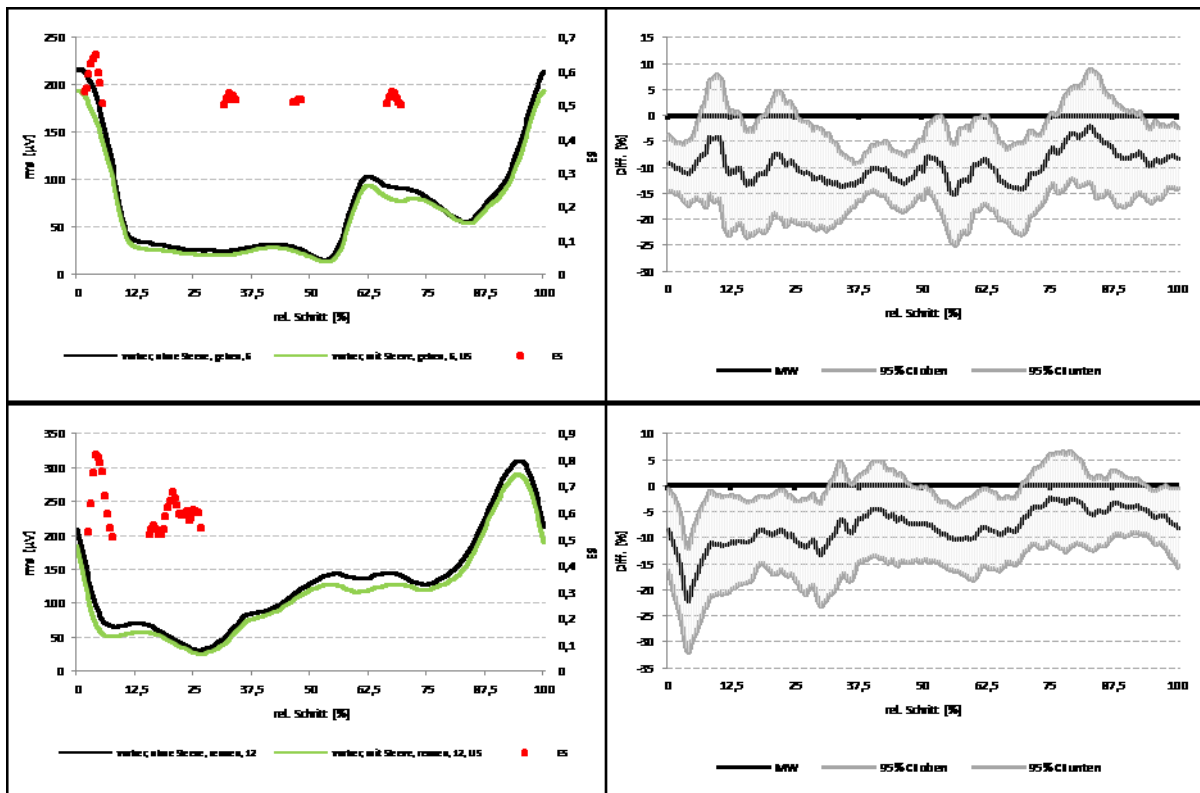


Abbildung 21: Amplitudenverlaufskurven (links) und relative Amplitudendifferenzen (rechts) für den TA beim Gehen mit 6km/h (oben) und Rennen mit 12km/h (unten). Bei den relativen Amplitudendifferenzen sind die Mittelwerte mit dem  $\pm 95\%$  igen Konfidenzintervall dargestellt.

Der M. tibialis anterior zeigte beim Gehen nach Einsatz der US-Sleeves durchgehend erniedrigte mittlere Amplitudenwerte, deren Effektstärke vor allem während der Standphase wiederholt Werte deutlich über 0,5 annahm. Anhand der Lage der Konfidenzintervalle ließ sich eine signifikante Amplitudensenkung während der mittleren- und terminalen Standphase, sowie der Vorschwungphase des Gangzyklus beobachten. Beim Rennen konnten signifikante und effektstarke mittlere Amplitudensenkungen hauptsächlich in der kurzen Standphase des normierten Schrittes beobachtet werden.

### 5.3.2.2 Musculus fibularis longus

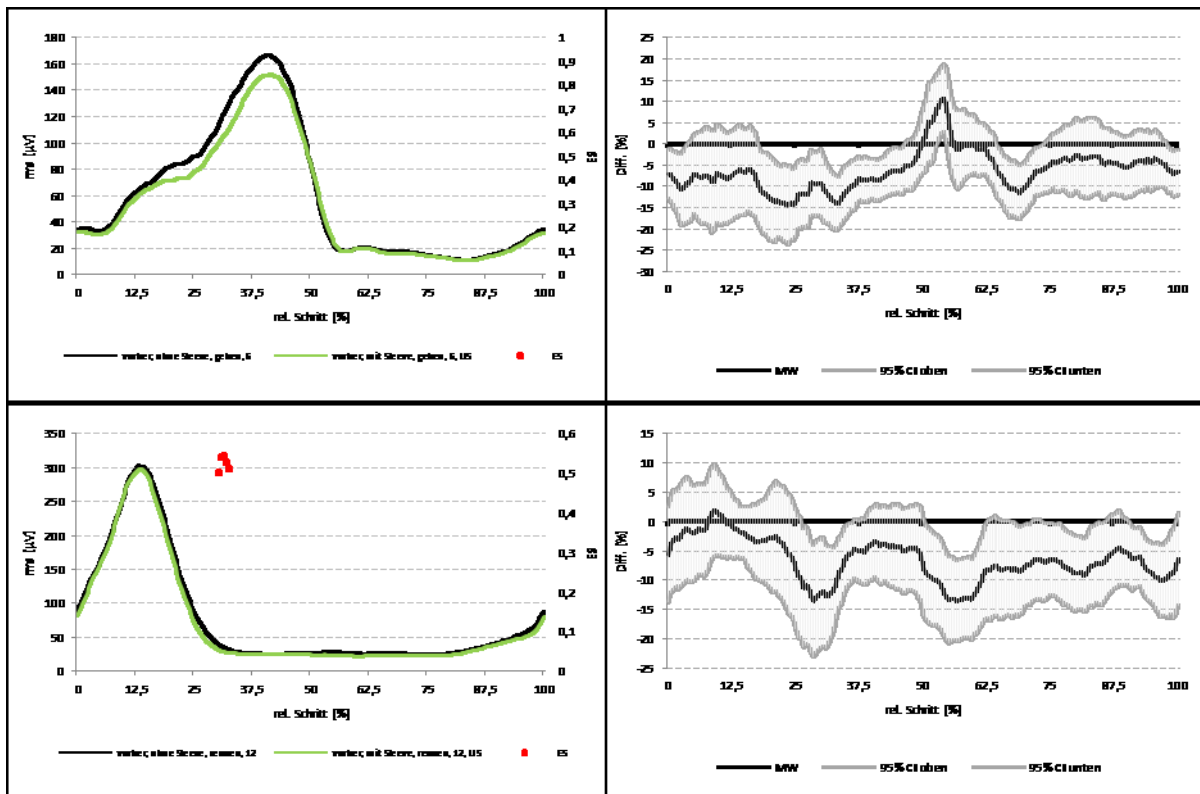


Abbildung 22: Amplitudenverlaufskurven (links) und relative Amplitudendifferenzen (rechts) für den FL beim Gehen mit 6km/h (oben) und Rennen mit 12km/h (unten).

Bei dem M. fibularis longus konnte durch die Nutzung der US-Sleeves im Modus Gehen anhand der Lage der Konfidenzintervalle eine signifikante Senkung der mittleren Amplitude während seiner Aktivierung im Gangzyklus nachgewiesen werden. Dieser Effekt fiel bei dem Übergang in die Schwungphase ab. Dagegen wurden beim Rennen effektstarke Senkungen der mittleren Aktivierung nur während der langen Schwungphase beobachtet. Die Effektstärken selber waren nur punktuell auf relevanter Höhe nachweisbar.

### 5.3.2.3 Musculus gastrocnemius Caput laterale

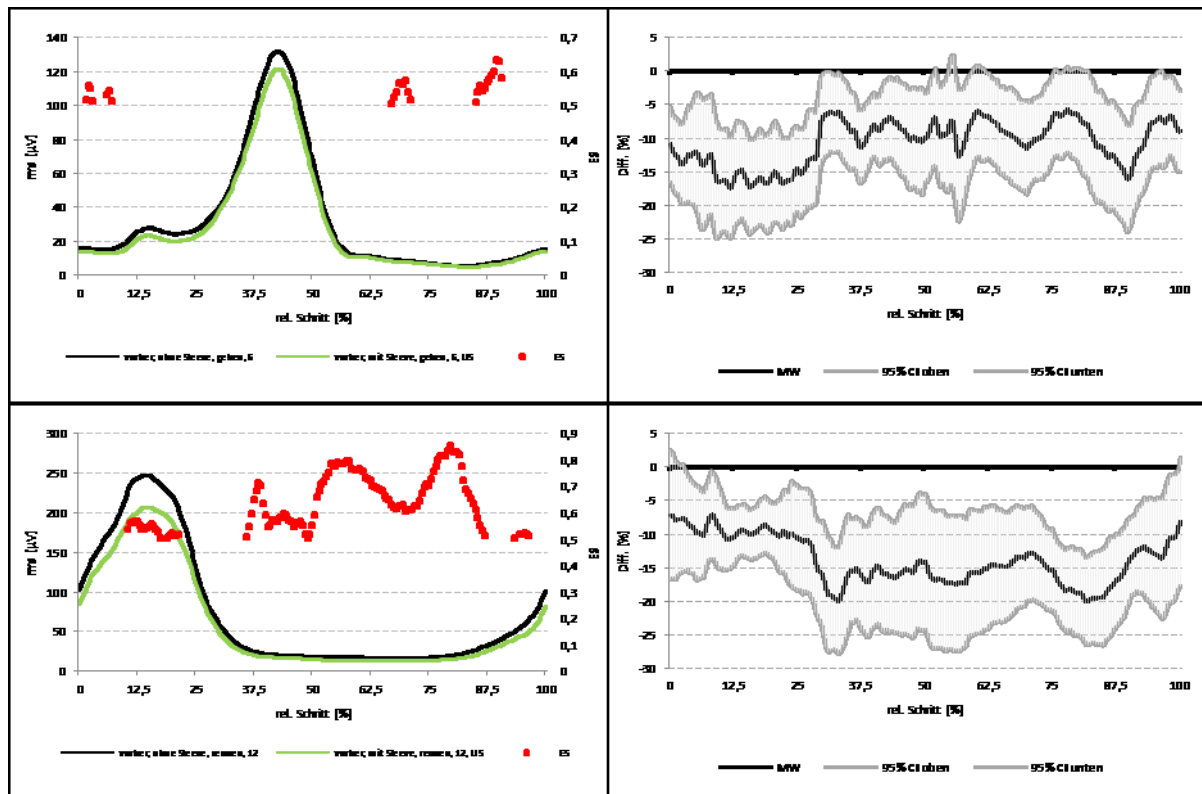


Abbildung 23: Amplitudenverlaufskurven (links) und relative Amplitudendifferenzen (rechts) für den LG beim Gehen mit 6km/h (oben) und Rennen mit 12km/h (unten).

Im Modus Gehen konnten bei dem M. gastrocnemius Caput laterale anhand der Lage der Konfidenzintervalle effektstarke und signifikante Senkungen der mittleren Amplitude beobachtet werden, vor allem dann in Phasen niedriger Aktivierung im Gangzyklus. In der Stoßdämpfungsphase und in der mittleren Standphase schien sich die amplitudenvermindernde Wirkung der US-Sleeves mit höchster Signifikanz auswirken zu können. Beim Rennen lässt sich über die gesamte Länge des normierten Schrittes eine mittlere Aktivierungssenkung von überwiegend starkem Effekt und hoher Signifikanz beobachten.

### 5.3.2.4 Musculus gastrocnemius Caput mediale

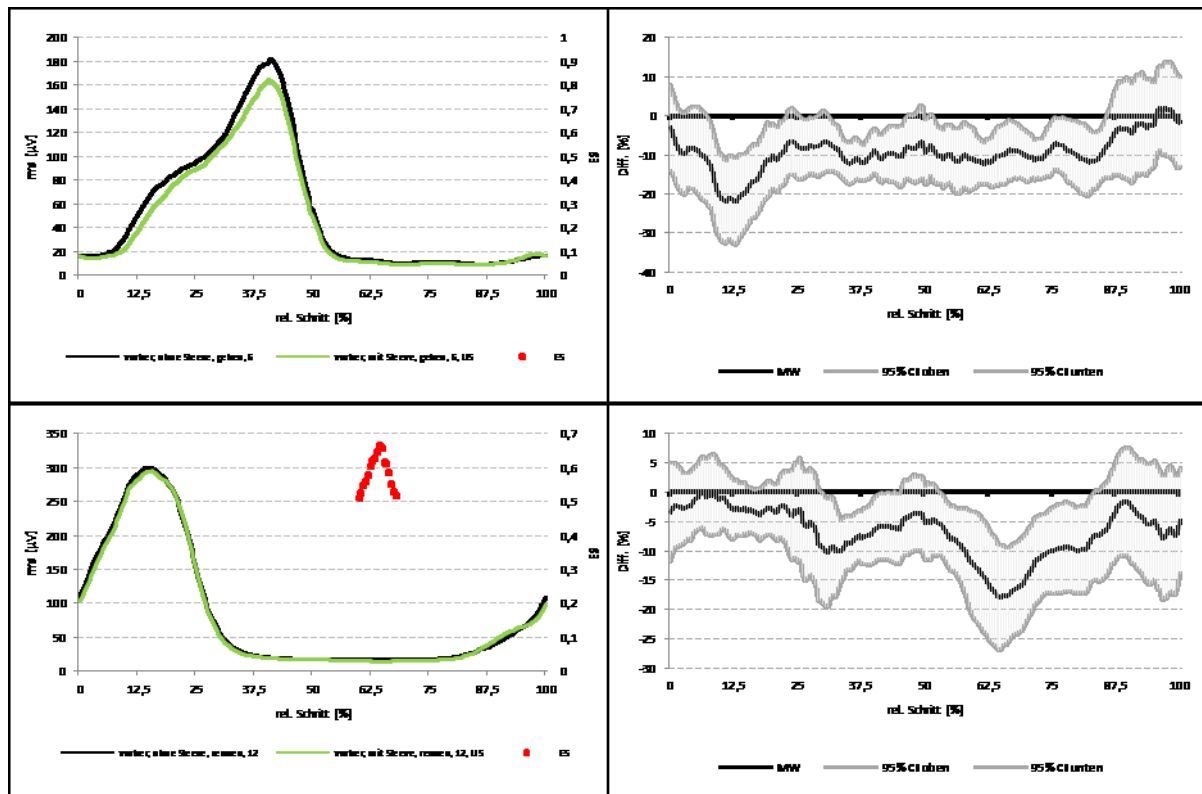


Abbildung 24: Amplitudenverlaufskurven (links) und relative Amplitudendifferenzen (rechts) für den MG beim Gehen mit 6km/h (oben) und Rennen mit 12km/h (unten).

Der M. gastrocnemius Caput mediale weist beim Tragen der US-Sleeves im Modus Gehen anhand der Lage der Konfidenzintervalle eine nahezu konstant signifikante allerdings nur mäßig effektstarke Senkung der mittleren Amplitude über die gesamte Standphase im Gangzyklus auf (ES erreicht 0,5 nicht). Beim Rennen konnten während der Standphase keine signifikanten aktivierungssenkenden Wirkungen beobachtet werden, erst in der mittleren Schwungphase machte sich ein signifikanter Abfall der mittleren Amplitude deutlich.

### 5.3.2.5 Musculus soleus

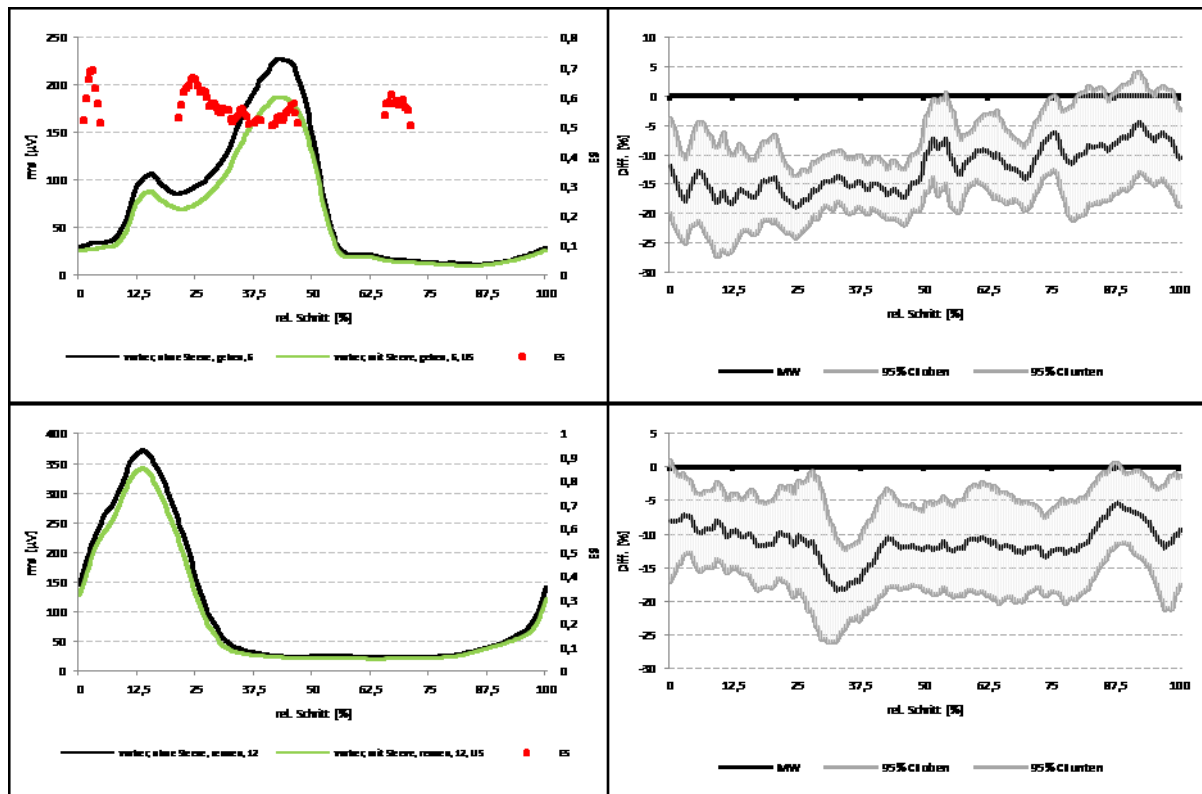


Abbildung 25: Amplitudenverlaufskurven (links) und relative Amplitudendifferenzen (rechts) für den SO beim Gehen mit 6km/h (oben) und Rennen mit 12km/h (unten).

Der M. soleus zeigt eine über den kompletten Gangzyklus konstante, anhand der Lage der Konfidenzintervalle überwiegend signifikante und effektstarke Senkung der mittleren Aktivierung bei Nutzung der US-Sleeves. Diese macht sich insbesondere beim Gehen während der Standphase sehr deutlich. Im Modus Rennen können stabile Senkungen der mittleren Amplitude vor allem in der Schwungphase beobachtet werden, die allerdings nicht durch ausreichend hohe Effektstärken unterstützt wird.



## **6. Diskussion**

### **6.1 Zusammenfassung der Ergebnisse**

Es wurde eine OEMG-Untersuchung zum Einfluss des Tragens von US-Sleeves auf die Muskelaktivität der Unterschenkelmuskulatur durchgeführt. Dabei wurden sowohl lokomotorische Situationen (Gehen und Rennen), sowie eine statische Ermüdungsbelastung und statische Ruhemessungen durchgeführt. Das Ziel der Untersuchung war es herauszufinden, ob durch das Tragen der US-Sleeves eine systematische Beeinflussung von Beanspruchungsparametern der Unterschenkelmuskulatur hervorgerufen werden kann. Da bei jedem Probanden eine Wiederholungsmessung stattfand, konnte für die statische Belastungsübung ebenfalls eine Evaluation der Haltezeiten während der Ermüdungsbelastung erfolgen. Ein signifikanter Einfluss der US-Sleeves konnte mit Hilfe der Varianzanalyse lediglich für Messdaten des Untersuchungsteils vor der Ermüdungsübung bestätigt werden. Hier wurden relevante Änderungen der Amplitudenwerte beobachtet, die immer mit einer Verringerung der Werte verbunden waren. In den folgenden Abschnitten werden zunächst die Hauptergebnisse dieser Arbeit für die jeweilige Testsituation benannt.

#### **6.1.1 Änderung der Auswerteparameter in der statischen Situation**

Beim ruhigen Stehen wurden keine signifikanten Änderungen der mittleren Parameter beobachtet, somit kann für das Tragen der US-Sleeves bei derartig niedrigen Anforderungen an die Unterschenkelmuskulatur kein aktivierungssenkender oder –steigernder Effekt nachgewiesen werden.

#### **6.1.2 Änderung der Auswerteparameter in der statischen Ermüdungssituation**

Anhand der erhobenen Werte für die Situation der statischen Ermüdung konnte nachgewiesen werden, dass die gewählte Belastungsübung zu einer für die muskuläre Ermüdung typischen Änderung der elektrophysiologischen Parametern führte. Eine signifikante Steigerung der rms und Senkung der MF konnte mit Ausnahme des M. fibularis (Senkung der MF nicht signifikant, Tabelle 12) bei allen weiteren untersuchten Muskeln beobachtet werden. Der Einfluss der US-Sleeves wurde anhand der Haltezeiten bei dem modifizierten Wandsitz sowie der Analyse von rms und MF bewertet. Das Tragen der US-Sleeves zeigte im Vergleich zum MZP ohne Sleeves keine signifikante Verlängerung der Haltezeiten. Ein signifikanter Unterschied der Haltezeiten zwischen den Messzeitpunkten 1 und 2 konnte ausschließlich unabhängig vom Einfluss der US-Sleeves festgestellt werden. Vor allem aber konnten beim

Tragen der US-Sleeves keine signifikante Änderungen der elektrophysiologischen Parameter beobachtet werden.

### **6.1.3 Änderung der Auswerteparameter in der dynamischen Situation**

Im Ergebnisteil erfolgte die Darstellung von Daten, in denen signifikante Unterschiede zwischen den Situationen mit und ohne Sleeves beobachtet wurden. Überraschend waren diese lediglich in dem dynamischen Untersuchungsteil vor der Belastungsübung nachzuweisen, nur hier konnten signifikante Senkungen der mittleren Amplituden beim Tragen der US-Sleeves als Ausdruck einer muskulären Aktivitätsminderung beobachtet werden.

Betrachtet man die beim Tragen der US-Sleeves nachgewiesenen signifikanten rms-Senkungen der Unterschenkelmuskeln über den getesteten Geschwindigkeiten beim Gehen und Rennen, so steht der M. soleus mit signifikanten Aktivitätsminderungen bei jeder Testgeschwindigkeit klar im Vordergrund. Die relative Reduktion der mittleren Amplitude lag hier im Durchschnitt bei 17%, somit zeigte der M. soleus im Feld der untersuchten Unterschenkelmuskeln die höchste Sensibilität für die aktivierungssenkende Wirkung der getesteten US-Sleeves.

Ähnlich hohe relative Reduktionswerte der mittleren Amplitude konnten auch bei dem lateralen Anteil des M. gastrocnemius beobachtet werden, dessen muskuläre Aktivierung in der Situation mit Sleeve im Mittel um 15,8% reduziert wurde. Auch bei dem medialen Anteil des M. gastrocnemius konnten in der Situation mit Sleeve signifikante Aktivierungssenkungen beobachtet werden, die im Mittel 8,4% betrugen. Bei den Mm. gastrocnemii mediale et laterale blieb bei Betrachtung der mittleren Amplitudendaten lediglich beim Gehen mit 4 km/h ein aktivierungssenkender Effekt aus. Generell war der Kompressions-Effekt bei den plantaren Flexoren Mm. gastrocnemii mediale et laterale und M. soleus in Punkto der höchsten relativen Reduktionen gemittelter Amplitudenwerte dem der restlichen untersuchten Muskeln überlegen. Diese Muskeln profitierten vom Kompressionseffekt am stärksten und wiesen in allen getesteten Geschwindigkeiten die höchsten Senkungen der mittleren rms auf. So wurde für die Lokomotionsart Gehen beim M. soleus mit 19,3% (6 km/h) die stärkste Sleeve-assoziierte mittlere Amplitudenreduktion gemessen, beim Rennen zeigte der M. gastrocnemius laterale mit 23% (10 km/h) die höchste kompressions-assoziierte Reduktion der rms überhaupt. Signifikante Effekte der US-Sleeves traten auch beim M. tibialis anterior und M. fibularis longus auf, gemittelt über alle Testgeschwindigkeiten wurde die muskuläre Aktivierung des M. tibialis anterior beim Tragen

der Sleeves um 7,1% und die des M. fibularis longus um 7,8% reduziert. Ausgespart von einem signifikanten Effekt auf die mittlere Amplitude blieben beim M. tibialis anterior und M. fibularis longus die Geschwindigkeiten 4 km/h Gehen und 8 km/h Rennen. Bei 14 km/h blieb der Effekt beim M. tibialis anterior ebenfalls aus. Spitzenwerte der relativen Amplitudenreduktionen der untersuchten Muskeln des M. triceps surae konnten vom ebenfalls zur Gruppe der plantaren Flexoren gehörigen M. fibularis longus nicht übertroffen werden. Als einziger betrachteter Vertreter der Gruppe der dorsalen Extensoren profitierte vom Kompressions-Effekt der M. tibialis anterior beim Gehen mit einer rms-Senkung von 12% (6 km/h) und beim Rennen mit 11,5% (12 km/h).

## **6.2 Evaluation und Diskussion der aufgestellten Hypothesen**

Die aufgestellten Hypothesen aus dem Abschnitt **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** werden im Folgenden zusammengefasst und im Zusammenhang mit den Ergebnissen evaluiert.

### **6.2.1 Hypothese für die statische Situation**

**Hypothese 1: Das Tragen von US-Sleeves in der statischen Testsituation (Stehen) vor dem Eintritt der muskulären Ermüdung bewirkt keine signifikanten Änderungen der muskulären Aktivität am Unterschenkel.**

Der Effekt von Kompression in der statischen Situation ist bereits in zahlreichen Studien untersucht worden, dabei wurde insbesondere der Einfluss auf die Parameter der muskulären Hämodynamik näher betrachtet. Um den Einfluss von Kompression auf die Hämodynamik der Wadenmuskulatur in statischen Situationen wie dem ruhigen Stehen und Liegen zu erforschen, untersuchten Bringard et al. (Bringard et al. 2006b) die Wirkung von Kompressions-Leggings bei aktiven Sportlern. Die applizierte Kompression an der Wade betrug zwischen 5 bis 24,1 mm Hg. Dabei wurden Messungen von venösen und arteriellen Parametern mittels der Nahinfrarotspektroskopie (NIRS) durchgeführt. Beim Tragen der komprimierenden Leggings konnten im Vergleich zur Kontrolle signifikante Reduktionen des venösen Poolings und eine Erhöhung der muskulären Oxygenierung beobachtet werden. Im Gegensatz zum Stehen konnte dann beim ruhigen Liegen unabhängig von der Kompression in der NIRS eine bessere Durchblutungssituation gesehen werden (Bringard et al. 2006b).

Zu ähnlichen Erkenntnissen kamen auch Kerherve et al. (Kerherve et al. 2017), die im Rahmen einer Studie den Einfluss von US-Sleeves (Kompressionskraft von  $23 \pm 2$  mm Hg) auf Parameter der Biomechanik bei aktiven Läufern vor, während und nach einem langen Ausdauerlauf evaluierten. Dabei fiel auf, dass eine signifikante Erhöhung der muskulären Oxygenierung unter Kompression lediglich in Ruhemessungen vor und nach dem Ausdauerlauf vorlag. Über die gesamte Dauer des Testlaufes war kein signifikanter Effekt der Sleeves auf die muskuläre Oxygenierung zu beobachten. Mit der Untersuchungsmethode der venösen und arteriellen Okklusion konnte zudem in Ruhemessungen unter Kompression eine signifikante Steigerung der muskulären Perfusion (muscle tissue perfusion) festgestellt werden, jedoch blieb der Parameter des muskulären Sauerstoffverbrauchs (muscle tissue oxygen consumption) von der muskulären Kompression unbeeinflusst (Kerherve et al. 2017). Diese Forschungsarbeiten deuten darauf hin, dass die Kompression im Hinblick auf die muskuläre Hämodynamik beim ruhigen Stehen lediglich das Sauerstoffangebot am Muskel erhöht, dafür aber keinen Einfluss auf den muskulären Sauerstoffverbrauch ausübt. Parallel zu den Sauerstoffverbrauchsdaten der zitierten Studien konnten auch die Messdaten dieser Arbeit keine Änderungen der mittleren Parameter rms und MF unter Kompression beim ruhigen Stehen nachweisen. Offensichtlich haben also selbst durch Kompression positiv beeinflusste Parameter der Hämodynamik aufgrund der niedrigen Anforderungen auf die muskuläre Leistung in der statischen Situation keinen Einfluss auf die Reduktion der muskulären Beanspruchung, bzw. entzieht sich durch die Geringfügigkeit des Effekts einem möglichen Nachweis. Somit kann die für die statische Situation aufgestellte Hypothese bestätigt werden.

### **6.2.2 Hypothesen für die statische Ermüdungssituation**

**Hypothese 2: Bei einer erschöpfenden Dauerbelastung der Unterschenkelmuskulatur im Rahmen einer statischen Belastungsübung erwarten wir einen ermüdungsverzögernden Effekt der US-Sleeves, welcher durch OEMG-Parameter erfasst werden kann.**

In der Literatur ist lediglich eine Forschungsarbeit aufgefallen, die ebenfalls durch Applikation einer statischen Belastungsübung den Einfluss von Kompression auf die muskulären OEMG-Parameter untersuchte. Hier führten Maton et al. (Maton et al. 2006b) Untersuchungen zum Einfluss von Kompressionsstrümpfen der Klasse 1 (Kompressionskraft 15-21 mm Hg) unter anderem auf die MF von Ober- und Unterschenkelmuskeln während einer ermüdenden statischen Belastungsübung durch. Mit einer statischen dorsalen Flexion im oberen Sprunggelenk bei 50% der individuellen MVC wurde durch ausharren bis zur

subjektiven Erschöpfung die muskuläre Ermüdung provoziert. Die Wiederholungsuntersuchung mit Kompression fand direkt im Anschluss an die Erholungsphase der ersten Untersuchung statt, dabei konnten keine signifikanten Änderungen der MF beobachtet werden (Maton et al. 2006b).

Anhand der von Maton et al. erhobenen Daten kann der Schluss zugelassen werden, dass bei einer provozierten statischen Ermüdung der Beinmuskulatur keine signifikante Wirkung auf die MF während einer ermüdenden Belastung vorliegt. Bei der von uns applizierten statischen Ermüdung konnten in der Auswertung der OEMG-Daten für die Situation mit Sleeve keine signifikanten Veränderungen der mittleren Parameter im Rahmen der ermüdungsspezifischen Entwicklung gesehen werden, insbesondere lagen keine Reduktionen der rms bzw. deren Änderung vor. Die aufgestellte Hypothese, dass durch die Anwendung von US-Sleeves ein ermüdungsverzögernder Effekt im Sinne einer Reduktion der rms eintritt, konnte somit nicht bestätigt werden.

Überraschenderweise konnte die beobachtete Reduktion der Amplitudenwerte im dynamischen Untersuchungsteil vor der Ermüdung (siehe unten) nicht für die Ermüdungsphase selber beobachtet werden. Eine Erklärung dafür könnte die Entwicklung von intramuskulären Druckverhältnissen bei ermüdenden Belastungen im Zusammenhang mit der kompressiven Wirkung der US-Sleeves liefern. Den Zusammenhang zwischen Änderungen des intramuskulären Druckes (IMD) und der OEMG-Amplitude eines bestimmten Muskels bei isometrischen und konzentrischen Kontraktionen zeigte Maton et al. (Maton et al. 2006a) in einer weiteren Studie auf, dabei konnte eine lineare Korrelation zwischen wachsendem IMD und der OEMG-Amplitude bei Kontraktionen von Unterschenkelmuskeln beobachtet werden. In einer Studie zur Auswirkung von unterschiedlichen Belastungsanforderungen auf die intramuskulären Druckverhältnisse, präsentierten Crenshaw et al. (Crenshaw et al. 1997) Untersuchungen zum Einfluss von ermüdenden isokinetischen Streckungen im Knie bei 25% und 70% MVC auf den IMD. Dabei wurde ein signifikant höherer Anstieg des IMD im Laufe einer Ermüdungsübung bei 25% MVC gesehen, als er es bei 70% MVC war. Der ermüdende Einfluss der Übung auf die Muskulatur konnte durch typische OEMG-Signaländerungen bestätigt werden. Crenshaw et al. erklärten diesen Effekt durch das Phänomen der Wassereinlagerung, dass bereits vorher in anderen Untersuchungen bei isokinetischen und dynamischen Muskelkontraktionen beobachtet wurde (Sjogaard et al. 1985, Jensen et al. 1994, Sjogaard 1988). Bei niedrigeren muskulären Belastungen komme es begünstigend zu einem Austritt von intravasalem Wasser ins muskuläre Interstitium, dagegen soll bei größeren

muskulären Belastungen der Austritt von Wasser durch stabileren Muskeltonus besser verhindert werden können. Auch die gemessenen IMD-Werte nach der Ermüdungsübung zeigten signifikant höhere Druckwerte bei 25% MVC und somit eine denkbar größere, durch interstitielle Wassereinlagerung bedingte Schwellung des Muskels (Crenshaw et al. 1997).

Während der von uns applizierten statischen Ermüdungsübung wurden die Probanden verhältnismäßig starken isometrischen muskulären Belastungen ausgesetzt, wobei dem Wassereinlagerungsphänomen zufolge und entsprechend den Ergebnissen von Crenshaw et al. eine geringere muskuläre Anschwellung zu erwarten wäre. Bei der dynamischen Situation vor der Ermüdung wäre dagegen eine interstitielle Wassereinlagerung zu erwarten. Angenommen dass die mechanische Kompression mit US-Sleeves durch einen schwellungsreduzierenden Effekt der Wassereinlagerung entgegen wirken würde, könnte resultierend eine Senkung des IMD und somit auch der muskulären Aktivierung im Vergleich zur Kontrollmessung folgen. Dagegen würden die dann im Anschluss applizierten starken muskulären Kontraktionen bei hohen Belastungen dem Phänomen der Wassereinlagerung entgegenwirken und es wäre kein weiterer Effekt der externen Kompression zu erwarten. Dieser Ansatz bietet eine mögliche Erklärung für den während und nach der Ermüdung komplett wegfallenden aktivierungssenkenden Effekt der US-Sleeves auf die betrachteten Unterschenkelmuskeln. Da während der Untersuchung keine IMD-Druckmessungen vorgenommen wurden, bleibt die genannte Überlegung jedoch hypothetisch.

**Hypothese 3: Unter einer erschöpfenden Dauerbelastung der Unterschenkelmuskulatur im Rahmen einer statischen Belastungsübung erwarten wir ein verlängertes Durchhaltevermögen, das mit einer Erhöhung der erreichten Haltezeiten unter Belastung einhergeht.**

Im Vergleich der von den Probanden erreichten Haltezeiten während der Ermüdungsübung, konnte für die erreichten Haltezeiten kein signifikanter Unterschied zwischen den Situationen mit und ohne Sleeves beobachtet werden. Die aufgestellte Hypothese, dass durch die Anwendung von US-Sleeves eine Verlängerung der erreichten Haltezeiten eintritt, konnte hiermit nicht bestätigt werden. Eine lediglich nicht-signifikante Verlängerung von im Mittel 222 s auf 258 s wurde bei Probanden gemessen, die Sleeves zum zweiten MZP trugen. Eine deutlich signifikante Erhöhung der gemittelten Haltezeiten von 252 s auf 315 s konnte allerdings dann beobachtet werden, wenn die Sleeves bereits zum ersten MZP getragen

wurden. Eine Verlängerung der Haltezeiten wurde somit unabhängig vom Tragen der Sleeves immer zum zweiten MZP beobachtet.

Die Konstellation der sich widersprechenden Haltezeiten beider Testsituationen deutet darauf hin, dass die US-Sleeves womöglich eine kontraproduktive, die isometrische Ausdauer verschlechternde Wirkung aufweisen, die durch eine Art Lerneffekt, mit der Ermüdungsbelastung besser umzugehen, kaschiert wird. Für die Erklärung der Ergebnislage spielt sicherlich auch die Motivation der Probanden ihre Haltezeit vom ersten Messtermin zu übertreffen eine Rolle, denn sie wurden im Laufe der Ermüdungsbelastung über die aktuelle Zeitlage informiert und von den Untersuchern verbal motiviert. Obwohl motivationale oder koordinative Lerneffekte anhand der Messdaten nicht beschrieben werden können, könnten diese womöglich dennoch eine Rolle spielen. Allerdings konnte auch Maton et al. bei den Untersuchungen zum Einfluss von Kompression auf die muskuläre Ermüdung, in denen ebenfalls eine statische Belastungsübung (dorsale Flexion im oberen Sprunggelenk zu 50% MVC bis hin zum ermüdungsbedingten Abbruch) appliziert wurde, in der Auswertung der erhobenen Haltezeiten keine signifikanten Unterschiede der erreichten Zeiten zwischen der Gruppe mit und ohne Kompression nachweisen. Leider geht aus dem Artikel nicht hervor, ob die Haltezeit zum zweiten Durchlauf hinsichtlich der erreichten Haltedauer in Bezug auf den ersten Durchlauf kommentiert wurde.

### **6.2.3 Hypothesen für die dynamische Situation**

**Hypothese 4: Das Tragen von US-Sleeves in der dynamischen Testsituation (Gehen oder Rennen) vor dem Eintritt der muskulären Ermüdung bewirkt keine signifikanten Änderungen der muskulären Aktivität am Unterschenkel.**

In der dynamischen Situation vor der Ermüdung konnten beim Tragen der US-Sleeves hochsignifikante Senkungen der rms gesehen werden. Die Ergebnisse der dynamischen Situation vor der Ermüdung sprechen für einen aktivierungsreduzierenden und im Sinne der erhobenen CMAPD ermüdungsverzögernden Effekt der US-Sleeves auf die Unterschenkelmuskulatur. Die Hypothese, dass eine Kompression der untersuchten Muskeln vor eingetretener Ermüdung keine Änderung der mittleren Parameter bewirken kann, konnte daher nicht bestätigt werden.

In der Literatur sind zahlreiche Ansätze zu finden, anhand welcher der Effekt von KS beschrieben wird. In den Leitlinien zur Behandlung der chronischen venösen Insuffizienz

werden Kompressionstrümpfen eine effektive Verminderung des venösen Querschnitts sowohl in Ruhe, als auch bei Muskelkontraktion zugesprochen, wodurch ein verbesserter venöser Rückstrom gewährleistet wird (Sippel und Jünger 2006). Ebenfalls konnte im Forschungsbereich der chronischen venösen Insuffizienz ein positiver Einfluss der Kompression auf die kapillare Mikrozirkulation bei Erkrankten gesehen werden (Abuown et al. 1994). In Anlehnung an diese Kompressionseffekte ist es denkbar, dass indirekt auch weitere metabolisch relevante Parameter beeinflusst werden können. Vermutlich könnte es durch Begünstigung der Hämodynamik zu einer lokalen Erhöhung des muskulären Sauerstoffangebots bis hin zur Steigerung der systemischen Sauerstoffaufnahme ( $\text{VO}_2$ ) kommen, die zu einer Verzögerung der muskulären Ermüdung führen könnten. Weiter könnte der Muskel durch Kompression über einen längeren Belastungszeitraum von einem aeroben Stoffwechsel profitieren und daher seine Ausdauerleistung und Kraft steigern. Zudem könnte die Kompression am Unterschenkel durch Stabilisierung der muskulären Kompartimente zu einer Beeinflussung der Wechselwirkung zwischen Stoßkräften und Bodenreaktionskräften führen.

Den Einfluss von Kompression auf die muskuläre Sauerstoffversorgung am Unterschenkel bei dynamischen Aktivitäten untersuchten Brinkmann et al. (Brinkmann et al. 2016) und Kerherve et al. (Kerherve et al. 2017) mit Hilfe der NIRS. In einer Studie von Brinkmann et al. (Brinkmann et al. 2016) führten die Probanden dynamische Übungen (rhythmischer Wechsel von aufrechtem Stehen in den Fußspitzenstand) und eine submaximale Fahrrad-Ergometrie durch. In den Messdaten konnte jedoch kein signifikanter Effekt der getesteten US-Sleeves auf die Parameter der muskulären Oxygenierung nachgewiesen werden (Brinkmann et al. 2016). Kerherve et al. (Kerherve et al. 2017) evaluierten Daten aktiver Läufer vor, während und nach einem langen Ausdauerlauf. Dabei fiel auf, dass eine signifikante Erhöhung der muskulären Oxygenierung unter Kompression lediglich in Ruhemessungen vor und nach dem Ausdauerlauf vorlag, über die gesamte Dauer des Testlaufes war kein signifikanter Effekt der Sleeves auf die muskuläre Oxygenierung zu beobachten (Kerherve et al. 2017).

Den Effekt von komprimierenden US-Sleeves auf die venöse Hämodynamik untersuchte Castilho Junior et al. (Castilho Junior et al. 2018), wobei gesunde Probanden einen 10 km langen Lauf auf dem Laufband absolvierten. Zudem wurden mittels Luft-Plethysmographie die venösen Parameter, wie der venöse Füllungsindex (venous filling index) und die Restvolumen Fraktion (residual volumen fraction) vor und nach dem Testlauf bestimmt. Bei



Probanden mit US-Sleeves konnten in Messungen nach dem Lauf signifikante Reduktionen der venösen Parameter beobachtet werden, also einem gegenüber der Gruppe ohne US-Sleeves verminderten venösen Pooling (Castilho Junior et al. 2018).

Anhand dieser Ergebnisse kann vermutet werden, dass im Gegensatz zum ruhigen Stehen die Muskulatur beim Rennen von einer verbesserten Durchblutung und somit einer höheren muskulären Oxygenierung unter Kompression nicht profitiert. Dagegen konnte ein Effekt von Kompression auf die venöse Hämodynamik in den jeweils statischen und dynamischen Situationen beschrieben werden, der zu einem verminderten venösen Rückstau und somit einer verringerten Volumenbelastung der Unterschenkelvenen führte.

Um nun auch den Einfluss von Kompression auf Parameter des systemischen Sauerstoffangebots zu evaluieren, erforschte eine Reihe von Studien die Auswirkung von Kompression auf die maximale Sauerstoffaufnahme ( $\text{VO}_{2 \text{ max.}}$ ) in dynamischen Situationen. Die Mehrheit der analysierten Forschungsarbeiten, die den Einfluss von Kompression an der unteren Extremität beim Rennen untersuchten, konnten im Falle der  $\text{VO}_{2 \text{ max.}}$  keine signifikanten Unterschiede zwischen den Situationen mit und ohne Sleeve feststellen (Kemmler et al. 2009, Rivas et al. 2017, Stickford et al. 2015). Lediglich sahen Bringard et al. (Bringard et al. 2006b) eine signifikante Reduktion der  $\text{VO}_2$  bei kurzen submaximalen Laufeinheiten zu 12 km/h und eine signifikante Abnahme der slow component  $\text{VO}_2$  bei einem submaximalen Ausdauerlauf (Bringard et al. 2006b). Mit Fokus auf die Wirkung der Unterschenkelkompression auf die körperliche Leistung beim Laufen, konnte Kemmler et al. (Kemmler et al. 2009) signifikante Steigerungen von Parametern wie der Laufzeit unter Last, der muskulären Arbeit und der erreichten Geschwindigkeiten zu Eintritt der aeroben und anaeroben Schwelle beobachten (Kemmler et al. 2009). Damit konnte ein positiver Effekt der KS auf die Laufleistung und die Parameter der Sauerstoffaufnahme gezeigt werden. In der Zusammenschau der bisherigen Forschungsergebnisse ist neben dem Effekt der verbesserten lokalen venösen Hämodynamik und der Laufleistung eine  $\text{VO}_2$ -reduzierende Wirkung von KS in der dynamischen Situation eher unwahrscheinlich.

Eine weitere wichtige Wirkung könnten die US-Sleeves durch das Eingreifen in den Mechanismus der Stoßdämpfung ausüben, an dem die Beinmuskulatur maßgeblich beteiligt ist. Laufen und Gehen sind zyklische Aktivitäten, bei denen die unteren Extremitäten mit jedem Bodenkontakt erheblichen Stoßkräften ausgesetzt werden. Diese Kräfte werden auf den menschlichen Körper übertragen und resultieren in Vibrationen der Weichteile. Damit diese Kräfte nicht weiter in Richtung Kopf geleitet werden (Whittle 1999), setzen komplexe

Interaktionen zwischen dem neuronalen und muskulären System ein, die zu einer Dämpfung der Vibrationen führen und unter der Bezeichnung Bodenreaktionskräfte (ground reaction forces, GRF) zusammengefasst werden (Nigg und Wakeling 2001, Boyer und Nigg 2006). Die interventionelle Anwendung von Kompression als Mittel zur Reduktion von Stoßkräften (Doan et al. 2003) und muskulären Oszillationen (Kraemer et al. 1998) konnten bereits nachgewiesen werden. Beim Tragen von komprimierenden Oberschenkel-Sleeves während der Ausführung von vertikalen Höhengsprüngen beobachteten Doan et al. (Doan et al. 2003) eine signifikante Reduktion von Stoßkräften, Kraemer et al. (Kraemer et al. 1998) konnten signifikante Verminderungen der muskulären Kontraktionsgeschwindigkeit in Landungsphasen von vertikalen Sprüngen messen und werteten diese als mögliche Folge verminderter Vibrationskräfte. Des Weiteren evaluierte Lucas-Cuevas et al. (Lucas-Cuevas et al. 2015) an Parametern der Stoßdämpfung den Einfluss von einem 3-wöchigen Training mit US-Sleeves bei aktiven Ausdauerläufern. Im Testlauf danach wurden unter anderem die Stoßbeschleunigungskräfte an Tibia und Kopf bestimmt. Dabei konnte gezeigt werden, dass ein gezieltes Training mit KS zu einer Verminderung der tibialen Stoßbeschleunigung beim Laufen führte (Lucas-Cuevas et al. 2015).

Die Anwendung von komprimierenden Sleeves bewirkt somit nachweislich signifikante Reduktionen von einwirkenden Stoßkräften, zudem werden Vibrationen der Weichteile vermindert. Diese Effekte könnten damit den Bodenreaktionskräften entgegenwirken, indem sie die muskuläre Aktivierung für die Neutralisierung der äußeren Stoßkräfte reduzieren. Nigg et al. (Nigg und Wakeling 2001) deuteten an, dass die Regulierung von Bodenreaktionskräften in der Aktivität eines Muskels widerspiegelt wird (Nigg und Wakeling 2001), demzufolge wäre unter der Voraussetzung von verminderten äußeren Stoßkräften durch Kompression eine reaktive Reduktion der muskulären Aktivierung, im Sinne einer Amplitudenreduktion denkbar. Die in dieser Arbeit gemessenen Reduktionen der muskulären Aktivierungen könnten demzufolge auch als Ausdruck der verminderten Bodenreaktionskräfte, gegeben durch die stabilisierende Wirkung der US-Sleeves gesehen werden. Allerdings erklärt das das Ausbleiben der aktivitätsvermindernden Effekte der US-Sleeves nach der statischen Ermüdungsbelastung nicht (siehe unten).

Mit einer Studie zur Untersuchung des Einflusses von Kompression auf die Parameter der muskulären Aktivität bei einem Laufbandtraining veröffentlichte Lucas-Cuevas et al. (Lucas-Cuevas et al. 2017) die bislang einzige Studie, die vom Ablauf und der Methodik her zum Teil vergleichbare Daten für diese Promotionsarbeit liefern konnte. Lucas-Cuevas et al. 2017

(Lucas-Cuevas et al. 2017) beobachteten die OEMG-Aktivität von 4 Unterschenkelmuskeln bei einer 20-minütigen Lafeinheit, die mit und ohne US-Sleeves (Kompressionskraft nicht angegeben) zu 75% der individuellen maximalen aeroben Laufgeschwindigkeit erfolgte. Die OEMG-Signale wurden zu Beginn und folgend in 5-minütigen Abständen abgeleitet. Es konnten signifikante Senkungen der Aktivierung beim M. gastrocnemius lateralis am Anfang und nach 5 Minuten des Testlaufes gemessen werden, beim M. gastrocnemius medialis wurde eine reduzierte Aktivierung lediglich in der ersten Messung gesehen. Signifikante Effekte der Sleeves waren nach der fünften Minute allerdings nicht mehr nachweisbar (Lucas-Cuevas et al. 2017). Im Vergleich zu Ergebnissen in der dynamischen Situation dieser Arbeit, wo bei allen getesteten Muskeln durchgehend signifikante aktivierungssenkende Effekte der Sleeves beobachtet werden konnten, traten signifikante Reduktionen der muskulären Aktivierung bei Cuevas et al. (Lucas-Cuevas et al. 2017) nur in zwei von vier gemessenen Unterschenkelmuskeln auf.

Anhand der Ergebnisse dieser Promotionsarbeit kann der Schluss zugelassen werden, dass die muskuläre Kompression am Unterschenkel zu einer Änderung der OEMG-Parameter im Sinne einer Verminderung der muskulären Aktivierung führt und somit einen ermüdungsverzögernden Effekt der zu komprimierenden Muskulatur aufweist. Forschungsergebnisse von Lucas-Cuevas et al. (Lucas-Cuevas et al. 2017) lieferten zum Teil übereinstimmende Resultate im Hinblick auf die Reduktion der muskulären Aktivität beim Rennen. Das von Lucas-Cuevas et al. (Lucas-Cuevas et al. 2017) beobachtete Ausfallen der signifikanten Aktivierungsreduktionen nach der fünften Minute der Laufzeit deutet auf ein Auslösen des Kompressions-Effekts im Laufe der Anwendung hin. Da in dieser Arbeit die Messungen der OEMG-Signale für eine Reihe von unterschiedlichen Geschwindigkeiten immer kurz nach Beginn der aufgenommen Lokomotionsintensität durchgeführt wurden, ist eine Aussage über die potenzielle Dauer der gemessenen Aktivierungsreduktion im Rahmen dieser Studie nicht möglich und sollte in weiterführenden Forschungsarbeiten systematisch evaluiert werden.

**Hypothese 5: Nach einer muskulären Erschöpfung und der wiederaufgenommenen körperlichen Aktivität erwarten wir beim Gehen und Rennen eine konstante Senkung der muskulären Aktivität beim Tragen der US-Sleeves im Vergleich zur korrespondierenden Situation ohne Kompression.**

Nach der erfolgten muskulären Ermüdung konnte in den folgenden dynamischen Messungen keine Sleeve-assoziierte Senkung der mittleren Amplitude beobachtet werden. Daher konnte die Hypothese, dass nach einer provozierten Ermüdung der Unterschenkelmuskulatur die muskuläre Aktivierung durch die US-Sleeves im Vergleich zur korrespondierenden Situation ohne Sleeve reduziert werden kann, nicht bestätigt werden.

In der aktuellen Literatur konnten keine wissenschaftlichen Arbeiten gefunden werden, die nach provozierter Ermüdung den Effekt von Kompression am Unterschenkel in der Lokomotion untersucht hätten. Folgend werden Studiendaten präsentiert, die in der Situation nach der Ermüdung den Effekt von Kompression auf Parameter der Muskelkraft, Balance und der dabei abgeleiteten OEMG-Signale untersuchten.

Mit dem Einfluss von Kompression auf die Kraft ermüdeter Muskulatur beschäftigten sich Miyamoto et al. und Maton et al., (Miyamoto et al. 2011, Maton et al. 2006b) die den Effekt von Kompressionsartikeln unterschiedlicher Kompressionskraft testeten. Miyamoto et al. (Miyamoto et al. 2011) unternahm Untersuchungen von komprimierenden Sleeves der Kompressionsstärke 7-18 mm Hg und 10-30 mm Hg auf die Wadenmuskulatur, die durch Waden-Hebungs-Übungen ermüdet wurde. Folgend wurden ermüdungsbedingte Reduktionen der MVC bei der Plantarflexion im oberen Sprunggelenk bewertet, wobei keine signifikanten Unterschiede in der MVC zwischen Daten der Situation mit Sleeves bei beiden Kompressionsklassen und den Kontrollmessungen gesehen werden konnten. Zu dem gleichen Schluss kamen bei der Applikation von Kompressionstrüpfen der Klasse I (15-21 mm Hg) auch Maton et al., die bei Kontraktionskräften der dorsalen Flexionen im oberen Sprunggelenk nach der Ermüdung keine signifikanten Unterschiede der erreichten Kraft beobachten konnten. Ebenso fanden Miyamoto et al. und Maton et al. keine signifikanten Änderungen der gemessenen OEMG-Parameter bei den Kompressionsartikeln der niedrigeren Kompressionsstärke. Bei den von Miyamoto et al. untersuchten Sleeves mit einer Kompressionskraft von 10-30 mm Hg konnten jedoch signifikant geringere Absenkungen der MF während des maximalen Kontraktionstests, sowie bei der Ableitung von am N. tibialis evozierten Potentialen bei den OEMG-Daten nach der Ermüdung beobachtet werden, womit Miyamoto et al. einen ermüdungsvermindernden Effekt der Sleeves für die gegebene Kompressionskraft konstatierten (Miyamoto et al. 2011).

Weiter unternahm Cavanaugh et al. (Cavanaugh et al. 2016) Untersuchungen zum Einfluss von Oberschenkel-Sleeves (ohne Angabe der Kompressionsstärke) auf das Ergebnis im Y-Balance-Test (Plisky et al. 2009), die Bodenreaktionskräfte im Sprunglandung-

Gleichgewichtstest (engl. drop jump landing balance test) und die OEMG-Aktivität von Oberschenkelmuskeln im Sprunglandung-Gleichgewichtstest nach der Applikation einer dynamischen Belastungsübung (wiederholte einseitige Kniebeugen mit Ausfallschritt bis zum ermüdungsbedingten Abbruch). Im Ergebnis konnten keine signifikanten Unterschiede beim Tragen der Sleeves auf die getesteten Parameter im Y-Balance Test, die Bodenreaktionskräfte und OEMG-Aktivität gesehen werden (Cavanaugh et al. 2016).

Obwohl in keiner bisherigen Studie der Einfluss von Kompression auf die ermüdete Beinmuskulatur beim Gehen oder Rennen untersucht wurde, konnten Daten bereits vorliegender Studien wegweisende Erkenntnisse liefern. Somit konnte die Kraftregenerierung und die Balance nach muskulärer Ermüdung durch Kompression nicht beeinflusst werden. Die während der Kraftmessungen erhobene OEMG-Aktivität (MF) der ermüdeten Muskeln konnte durch Kompression von 7-18 mm Hg (Miyamoto et al.) und 15-21 mm Hg (Maton et al.) ebenfalls nicht beeinflusst werden, allerdings konnten signifikante Änderungen der MF bei der von Miyamoto et al. applizierten Kompressionskraft von 10-30 mm Hg gesehen werden, ein Hinweis darauf, dass eine Steigerung der Kompressionstärke von gängigen Kompressionsartikeln einen ermüdungsreduzierenden Effekt für die Muskulatur bieten könnte. Indizien für einen ermüdungsvermindernden Effekt der KS mit einer höheren Kompressionskraft in der Situation nach einer muskulären Ermüdung liegen somit vor und sollten dementsprechend Gegenstand weiterführender Studien werden.

### **6.3 Einflussfaktoren auf den Effekt der US-Sleeves**

In diesem Abschnitt sollen nun potenzielle Einflussfaktoren auf den Kompressionseffekt genannt werden und deren Einfluss auf die gemessenen OEMG-Signale diskutiert werden.

#### **6.3.1 Temperatur**

Es ist denkbar, dass eine verbesserte mechanische Leistungsfähigkeit eines Muskels durch erhöhte Temperatur zustande kommt. Zugleich liegt die Überlegung nahe, dass die muskuläre Temperatur abhängig von der Umgebungstemperatur und der Isolation durch Bekleidung variieren kann. Petrofsky et al. (Petrofsky und Laymon 2005) zeigten in ihrer Studie den Einfluss von Temperatur auf die muskuläre Leistung. Dabei konnte ein deutlicher Bezug der MVC und der Frequenzkomponente der abgeleiteten OEMG-Signale auf die Muskeltemperatur gesehen werden. So war mit sinkender muskulärer Temperatur ein Abfall der MVC und der MF festzustellen (Petrofsky und Laymon 2005). Zugleich konnte durch

Wärmeapplikation an Muskeln des Unterarmes (Mm. extensores carpi radiales) gezeigt werden, dass eine künstliche Muskelerwärmung bei der Ausführung von kurzen isometrischen Kontraktionen zu einem signifikanten Anstieg der MF und bei ermüdenden Kontraktionen zu einem signifikant geringeren Anstieg der RMS im Vergleich zu Kontrollmessungen führte (Fischer 2002). Mit der Frage des Einflusses von Kompressionsbekleidung auf die körperliche Haut- und Kerntemperatur beschäftigten sich bereits Arbeiten von Houghton et al. (Houghton et al. 2009) und Venckūnas et al. (Venckunas et al. 2014). Houghton et al. (Houghton et al. 2009) testeten kurze Kompressionshosen und komprimierende kurzärmelige T-Shirts die unter der Schutzausrüstung von Feldhockeyspielern bei einer Hallentemperatur von 17 °C getragen wurden. Venckunas et al. (Venckunas et al. 2014) ließen Probanden in langen Kompressions-Leggings bei einer Lufttemperatur von 20-22°C laufen. In beiden Studien konnte ein signifikanter Einfluss von Kompressionskleidung auf die Erhöhung der lokalen Hauttemperatur bei sportlichen Tätigkeiten bestätigt werden, auf die Kerntemperatur hatte die Kompressionskleidung jedoch keinerlei Veränderungen ausgeübt (Houghton et al. 2009, Venckunas et al. 2014).

Im Hinblick auf die Testbedingungen der von uns untersuchten Probanden, die sich bei konstanter Raumtemperatur bereits 20-30 Minuten vor Beginn der Testreihe in den Räumlichkeiten des Labors befanden, sind starke Abweichungen der Muskeltemperatur zu Beginn der Untersuchung unwahrscheinlich. Eine Erhöhung der lokalen Hauttemperatur durch die US-Sleeves und somit die Übertragung von Wärme auf die getesteten Muskeln ist nach dem aktuellen Forschungsstand möglich und ist als wirksamer Faktor in der Erklärung der durchgehend gemessenen Reduktionen der mittleren Amplitude in der Situation mit Sleeve zu betrachten. Allerdings ist in Anbetracht der Tatsache, dass in der dynamischen Situation nach der Ermüdung trotz bereits längerem Tragen der US-Sleeves keine systematischen Senkungen der OEMG-Amplituden beobachtet werden konnten, eine mögliche lokale Hauterwärmung durch die US-Sleeves als wirksamer Faktor für die muskuläre Aktivierungsreduktion als negativ zu bewerten.

### **6.3.2 Kompressionskraft**

Ein weiterer Faktor, der beachtet werden sollte, ist die Kompressionskraft. In einer parallel durchgeführten Studie zum Einfluss von KS identischer Kompressionsklasse auf die Muskulatur des Oberschenkels wurden in der dynamischen Phase vor der Ermüdung im Vergleich zum Unterschenkel deutlich weniger signifikante Reduktionen der muskulären Aktivierung gesehen. Ergänzend wurden Einzelexperimente mit Unterschenkel- und

Oberschenkel-Sleeves einer höheren Kompressionskraft durchgeführt. Wegen der geringen Probandenanzahl von jeweils 3 Probanden sind keine Aussagen zur Signifikanz möglich und die Ergebnisse sind mit Vorsicht zu interpretieren. Unter diesen Bedingungen zeigte sich allerdings eine tendenzielle Reduktion der Aktivierungsparameter beim OS-Sleeve, dafür aber eine Neutralisierung des Effekts bei der Anwendung am Unterschenkel. Demzufolge ist wahrscheinlich, dass der gewünschte Kompressionseffekt der Sleeves nur dann eintritt, wenn eine ideale Kompressionskraft am Wirkungsort ausgeübt wird. Bei einer übermäßigen Kompression ist im Gegenteil eher von einer Beeinträchtigung der muskulären Funktion und somit einem Anstieg der mittleren Parameter auszugehen. Diese Tendenz konnte auch in den Studienergebnissen von Wakeling et al. (Wakeling et al. 2013) beobachtet werden, wo nach Applikation von starken Kompressionskräften auf einen Muskel neben der Reduktion des muskulären Durchmessers auch eine Verminderung des kraftgenerierenden Potentials des Muskels nachgewiesen werden konnte (Wakeling et al. 2013). Eine genauere Quantifizierung der demnach komplexen Interaktion zwischen Kompressionsklasse und zu komprimierender Muskelmasse steht somit im Raum und sollte in weiterführenden Studien systematisch evaluiert werden.

Im Zusammenhang damit kann für diese Arbeit eine weitere Hypothese aufgestellt werden. Mit steigender Lokomotionsgeschwindigkeit konnte ein Anstieg der Spitzenamplitude im OEMG beobachtet werden, der den steigenden Kraftaufwand darstellt. Zunehmende muskuläre Kraft geht mit einer Erhöhung des IMD einher (Maton et al. 2006a). Somit wäre denkbar, dass die Kombination aus applizierter Kompression und dem hohen Kraftaufwand bei den getesteten Höchstgeschwindigkeiten im Modus Rennen zu einer derartigen Erhöhung des IMD führen könnte, dass es damit aufgrund von Behinderung der vasalen Hämodynamik zu einem Erlöschen des Sleeve-bedingten Effekts kommen könnte. Um diese hypothetische Aussage zu bewerten, wurden die relativen Reduktionen der OEMG-Aktivität aller getesteten Muskeln in den jeweiligen Spitzenamplituden im Modus Rennen gemittelt und für die Renngeschwindigkeit evaluiert. Die gemittelten relativen Reduktionswerte waren für Rennen 8 km/h 6,7%, für Rennen 10 km/h 10,7%, für Rennen 12 km/h 7,4% und für Rennen 14 km/h 7,2%. Nach dem Erreichen eines zu vermutenden Optimums der relativen Aktivierungsreduktion beim 10 km/h nahmen die Reduktionswerte mit steigender Geschwindigkeit und muskulärer Aktivierung zwar ab, allerdings kam es nach der Reduktion dieser von 10 km/h auf 12 km/h zu einer Stabilisierung der relativen Reduktionswerte bis zur Höchstgeschwindigkeit von 14 km/h. Anhand dieser Erkenntnisse kann die Aussage getroffen werden, dass mit steigender muskulärer Aktivierung im Rahmen der aufsteigenden

Renngeschwindigkeiten kein maßgebliches Auslösen der aktivierungsreduzierenden Wirkung der US-Sleeves im Rahmen dieser Arbeit zu beobachten ist.

### **6.3.3 Lokomotionsarten und -geschwindigkeiten**

Um nun auch den Einfluss von den Lokomotionsarten Gehen und Rennen auf den Effekt der US-Sleeves zu evaluieren, sollten zuerst die charakteristischen Merkmale der beiden Lokomotionsarten im Hinblick auf die OEMG-Signal- und Krafteigenschaften genannt werden. Gehen und Rennen unterscheiden sich grundsätzlich in der Dauer und der Amplitudenhöhe der muskulären Aktivierung, sowie in der aufgewendeten Kraft. Da beim Gehen ein deutlich längerer Bodenkontakt in der Standphase besteht als beim Rennen (Gehen ca. 62%, Rennen ca. 35%), haben mit Ausnahme des M. tibialis anterior (prozentual gleichmäßige Aktivierungsdauer bei beiden Lokomotionsarten) alle untersuchten Unterschenkelmuskeln beim Gehen eine längere Aktivierungsdauer in der Zeitverlaufsdarstellung. Dafür werden aufgrund der stärkeren muskulären Beanspruchung beim Rennen höhere Amplitudenwerte während der muskulären Aktivierung erreicht. Aus Publikationen von Perry et al. (Perry et al. 2010) und Montgomery et al. (Montgomery et al. 1994) ist zu entnehmen, dass beim Rennen der M. soleus seine Aktivität um etwa 5% MMT, der M. tibialis anterior um etwa 10% MMT und der M. gastrocnemius um bis zu 20% MMT gegenüber der Kraftintensität beim Gehen erhöht. Somit kommen beim Rennen der M. gastrocnemius und M. soleus auf 70-80% MMT und der M. tibialis anterior auf 50% MMT. Für den M. fibularis wurde in der Literatur ausschließlich die Kraftintensität im Modus Gehen angegeben, die 40% MMT betrug. Auch hier wäre eine Steigerung der muskulären Kraft beim Rennen zu erwarten (Perry et al. 2010, Montgomery et al. 1994).

Durch den Einfluss von US-Sleeves konnte neben der Amplitudenreduktion auch eine tendenzielle Verkürzung der muskulären Aktivierungszeiten ohne Systematik oder Signifikanz in beiden Lokomotionsarten beobachtet werden, die auf einen aufwandssenkenden Effekt der Sleeves ebenfalls hindeutet. Die Amplitudenreduktion beim Tragen der US-Sleeves konnte durch Mittelung der mittleren relativen Reduktionswerte für beide Lokomotionsarten berechnet werden und betrug beim Gehen 12,5% und beim Rennen 13,6%. Anhand dieses gering ausfallenden Unterschiedes zwischen den Sleeve-bedingten Effekten beim Gehen und Rennen kann die Aussage getroffen werden, dass es trotz höherer Kraft- und Amplitudenwerte beim Rennen zu einem gleichmäßig ausgeprägten aktivierungssenkenden Effekt der US-Sleeves kommt.



Betrachtet man nun die Reduktionen der muskulären Aktivierung näher wie sie im Laufe eines normierten Schrittes beim Gehen und Rennen auftraten, so können zum einen die Reduktionen der muskulären Aktivierung zum Zeitpunkt des Amplitudenmaximums bestimmt werden, womit eine Aussage über die aktivierungssenkende Wirkung der US-Sleeves zum Zeitpunkt der maximalen Kraftübertragung der Unterschenkelmuskeln beim Gehen und Rennen möglich ist. Zum anderen können Zeitpunkte der maximalen relativen Reduktion der muskulären Aktivierung im Rahmen des gesamten muskulären Aktivierungsmusters eruiert werden.

Anhand dieser Beobachtungen soll beantwortet werden, ob eine Art Wirkungsoptimum der US-Sleeves für gewisse Geschwindigkeiten oder Lokomotionsarten beobachtet werden kann, wie sich der Verlauf der relativen Spitzenamplitudenreduktionen von einzelnen Testmuskeln gestaltet, ob für bestimmte Muskeln und Geschwindigkeiten ein gehäuftes Auftreten von maximalen Reduktionen gesehen werden kann und ob diese eher in Phasen hoher muskulärer Aktivierung (on) oder in Bereichen niedriger muskulärer Aktivität (off) auftreten.

#### **6.3.3.1 OEMG-Aktivierungsreduktionen im Bereich der Spitzenamplitude**

Zur Darstellung des aktivierungsreduzierenden Kompressionseffekts in der Spitzenamplitude in Abhängigkeit von den Lokomotionsgeschwindigkeiten, wurden die prozentuellen Reduktionswerte aller Testmuskeln in der jeweiligen Testgeschwindigkeit graphisch dargestellt.

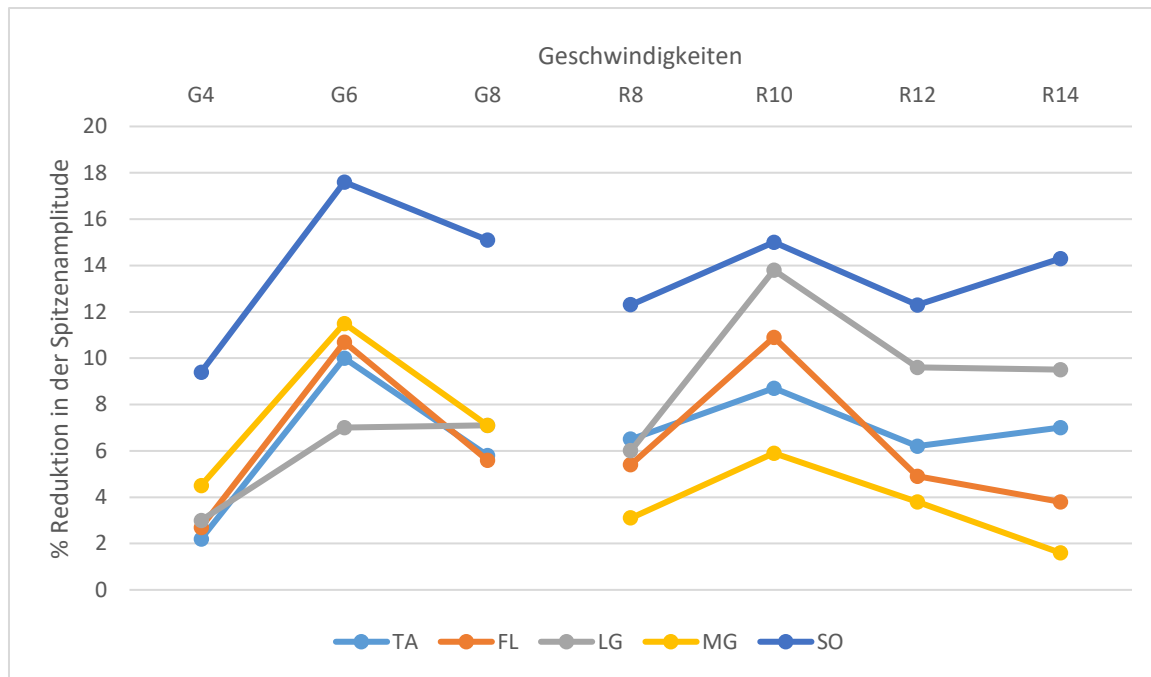


Abbildung 26: Darstellung der mittleren relativen Reduktionswerte, erhoben zum Zeitpunkt der Spitzenamplitude in der dynamischen Situation vor der Ermüdung mit Sleeve in Bezug auf die getesteten Lokomotionsgeschwindigkeiten beim Gehen und Rennen.

Anhand der Abbildung 26 kann die Aussage getroffen werden, dass bei jedem Testmuskel in den Lokomotionsarten Gehen und Rennen ein optimaler Effektbereich der US-Sleeves gesehen werden konnte, in denen die Reduktionen in den Spitzenamplituden systematisch höhere Werte einnahmen. Beim Gehen haben die US-Sleeves die Aktivierung der getesteten Muskeln am stärksten in der Geschwindigkeit 6 km/h und beim Rennen in der Geschwindigkeit 10 km/h reduzieren können. Offensichtlich konnte in diesen Geschwindigkeitsbereichen ein optimales Verhältnis zwischen applizierter äußerer Kompression und dem durch muskuläre Kontraktion bedingten IMD aufgestellt werden, sodass hier der aktivierungsreduzierende Effekt der US-Sleeves besonders ausgeprägt war.

Es ist deutlich zu erkennen, dass die Wirkung der US-Sleeves an erster Stelle eine starke Geschwindigkeitsabhängigkeit aufweist und sich zum Teil auch muskelspezifisch darstellt. Neben der tendenziellen Aktivierungsreduktion in den optimalen Geschwindigkeitsbereichen zeigten die Unterschenkelmuskeln auch individuelle Effektverläufe. Ein interessanter Verlauf der Spitzenamplitudenreduktion konnte bei dem medialen und lateralen M. gastrocnemius beobachtet werden. Trotz identischer anatomischer Funktion wurden bei beiden Muskelköpfen Unterschiede in den optimalen Effektbereichen der US-Sleeves beobachtet.

Bei dem medialen M. gastrocnemius lag das Wirkungsoptimum beim Gehen und nahm im Bereich Rennen rasch ab. Der laterale M. gastrocnemius zeigte wiederum ein starkes Reduktionsoptimum in den Renngeschwindigkeiten und einen gering ausfallenden Effekt der US-Sleeves beim Gehen.

### 6.3.3.2 Maximalreduktionen während eines normierten Schrittes

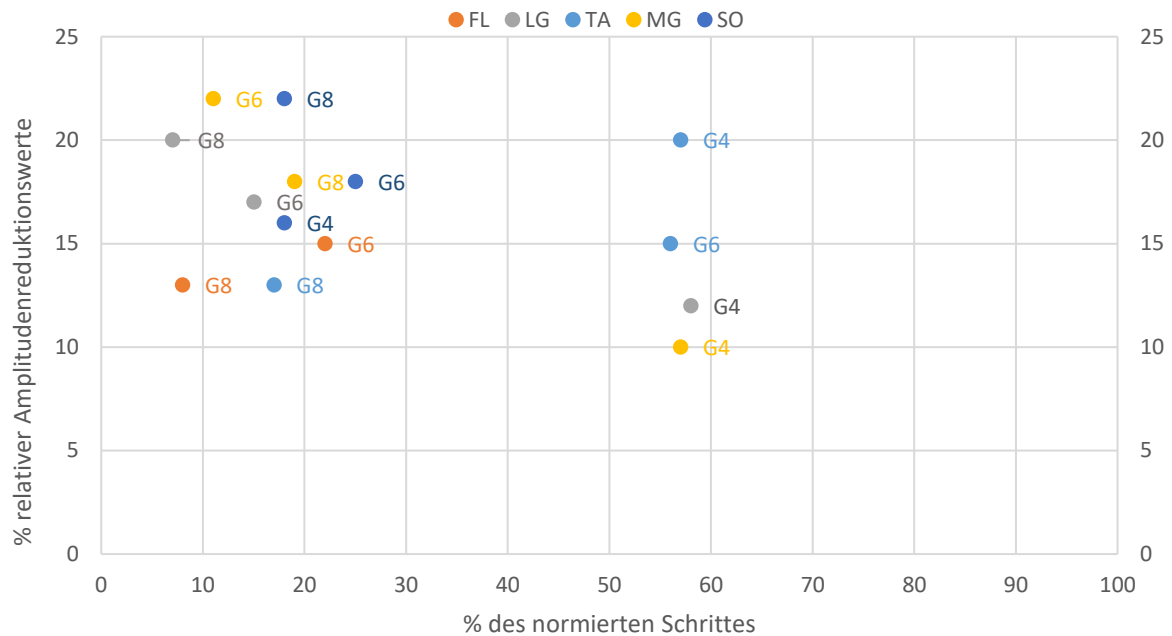


Abbildung 27: Darstellung der maximalen relativen Reduktionswerte für die getesteten Muskeln mit Bezug auf die Gehgeschwindigkeiten in Bezug auf ihr Auftreten während des normierten Schrittes.

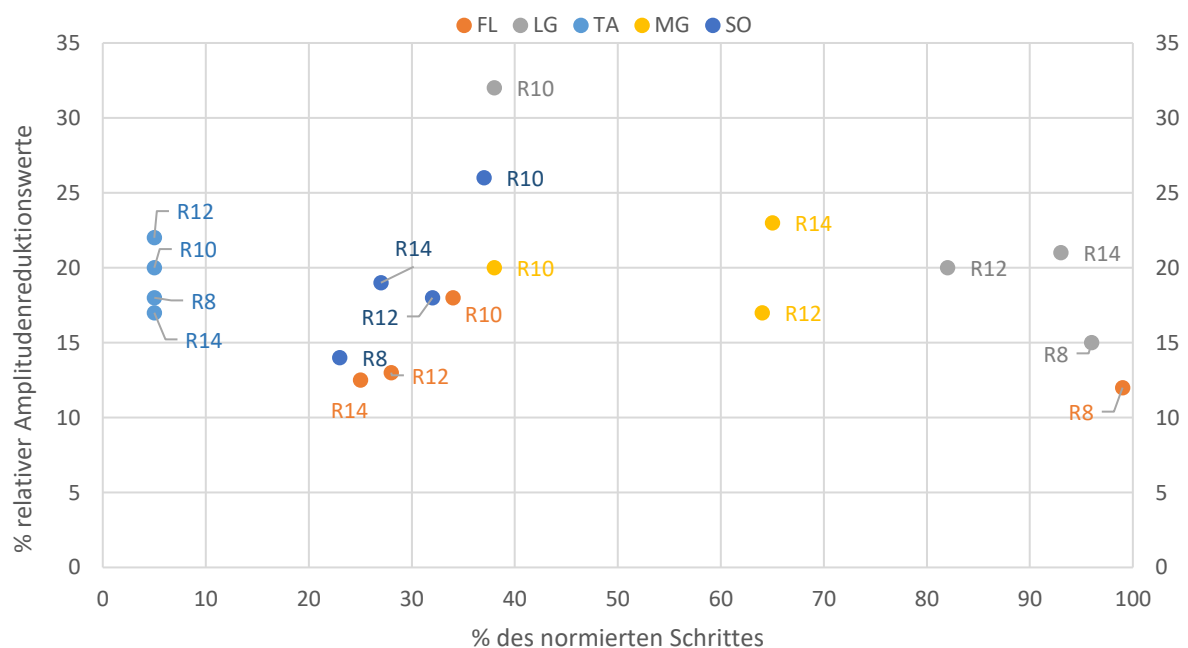


Abbildung 28: Darstellung der maximalen relativen Reduktionswerte für die getesteten Muskeln mit Bezug auf die Laufgeschwindigkeiten in Bezug auf ihr Auftreten während des normierten Schrittes.

Aus der Abbildung 27 und Abbildung 28 sind die Werte der maximalen Amplitudenreduktion für die jeweiligen Lokomotionsgeschwindigkeiten und Muskeln zu entnehmen, die durch die Auswertung von Verlaufskurven der relativen Amplitudendifferenzen festgestellt wurden. Aus der Abbildung kann allerdings nicht entnommen werden, in welchen Phasen der muskulären Aktivierung diese maximalen Reduktionen auftraten. Nach dem Vergleich der Zeitpunkte der maximalen relativen Amplitudenreduktionen und der Amplitudenverlaufskurven aller Unterschenkelmuskeln für jede Geschwindigkeit konnte allerdings die Aussage getroffen werden, dass bei nahezu allen Muskeln und Situationen die relativen Reduktionsmaxima zu Zeitpunkten niedriger muskulären Aktivierung, außerhalb des Bereiches der Spitzenamplitude beobachtet werden konnten. Allerdings ist an dieser Stelle zu erwähnen, dass insbesondere bei niedrigen muskulären Aktivierungsgraden die relativen Reduktionswerte mit Vorsicht zu betrachten sind, denn je höhere OEMG-Amplitudenwerte im Rahmen einer muskulären Kontraktion erreicht werden, desto stärker fällt eine gleichwertige absolute Veränderung als relative Reduktion im Bereich niedriger Amplitudenwerte aus.

### **6.3.3.3 Denkbare physiologische Korrelate für die gefundenen Unterschiede in der OEMG-Aktivität**

Die Analyse der zeitabhängigen Verlaufsdaten ergab signifikante Senkungen der relativen Reduktionswerte sowohl in Phasen der Spitzenamplitude, als auch in Bereichen niedriger muskulärer Aktivierung. Somit kann für Phasen hoher und niedriger muskulärer Aktivierung ein von der Ausrichtung her identischer Effekt der US-Sleeves beschrieben werden. Es ist denkbar, dass dieser elektrophysiologisch messbare Effekt der US-Sleeves auf Änderungen der intramuskulären Druckverhältnissen beruhen könnte, die wiederum eine Rolle in der Hämodynamik eines Muskels spielen. Wir vermuten, dass solange der IMD den äußerlich einwirkenden Druck der US-Sleeves nicht unterschreitet, sich dieser einwirkende Druck druckreduzierend auf den aktiven Muskel auswirkt und somit zu einer besseren arteriellen Sauerstoffversorgung beiträgt. Sollte der IMD unter das Druckniveau des KS herabfallen, wirkt sich der US-Sleeve mit einer Erhöhung des IMD auf die komprimierte Muskulatur aus und fördert den venösen Abtransport der metabolischen Nebenprodukte. Offensichtlich kommt es bei der Anwendung der US-Sleeves während der Lokomotion je nach aktueller Aktivierungslage der Muskeln zu einem ständigen Wechsel zweier entgegengesetzter Effekte,

die sich jedoch gegenseitig hinsichtlich ihrer physiologischen Wirkung unterstützen und für die Leistungsökonomie einen Hebeleffekt darstellen.

Die Erkenntnis, dass die maximalen relativen Reduktionen der muskulären Aktivierung nahezu ausschließlich in Phasen niedriger Amplitudenbereiche auftraten, bietet ein wichtiges Argument in der Frage nach einer regenerativen Funktion der US-Sleeves. Es ist davon auszugehen, dass in niedrigen Aktivierungsbereichen die Kompression der US-Sleeves zur Einstellung eines stabilen IMD-Niveaus führt, das den venösen Abtransports begünstigt. Anders dann im Falle der maximalen Amplituden, wo eine systematische Reduktion der Aktivierung in der Spitzenamplitude offensichtlich eine Senkung des Beanspruchungsgrades gewährleistet. Hier ist davon auszugehen, dass bei einer maximalen Muskelkontraktion der Anpressdruck der US-Sleeves vom IMD weit übertroffen wird, womit wir im Gegensatz zu Situationen niedriger muskulärer Aktivierung eine druckreduzierende Wirkung der KS auf den intramuskulären Druck und somit eine Förderung der Sauerstoffversorgung durch das arterielle System erwarten. Damit lässt sich auch der ausbleibende Effekt nach der statischen Ermüdungsbelastung erklären, wenn man unterstellt, dass es dabei durch die erhebliche erschöpfende Belastung zu einem Anstieg des IMD kommt, was dazu führt, dass das beschriebene Wechselspiel zwischen IMD und Kompressionsdruck der Sleeves zu Ungunsten des Kompressionsdrucks (also auf Kosten des erhöhten IMD) verändert wird. Diese Überlegung kann auch für den bei Lucas-Cuevas et al. (Lucas-Cuevas et al. 2017) beobachteten nachlassenden Effekt der Sleeves bei länger dauernder lokomotorischer Belastung als mögliches Erklärungsmodell herangezogen werden.

Die genannten Hypothesen für die physiologischen Korrelate der gefundenen Unterschiede in der OEMG-Aktivität wären ein interessanter Forschungsgegenstand für detailliertere, weiterführende Untersuchungen. Die Bewertung der aufgestellten Aussagen hinsichtlich der physiologischen Wirkung kann im Rahmen dieser Arbeit nicht erfolgen, da wir eine reine elektrophysiologische Untersuchung durchgeführt haben und dabei keine Messungen des IMD erfolgten.

## 7. Schlussfolgerung

Die von uns durchgeführten Untersuchungen liefern wegweisende Erkenntnisse, die auf dem Forschungsgebiet der muskulären Kompression zu einem besseren Verständnis der Auswirkung von US-Sleeves auf die Unterschenkelmuskulatur beitragen.

Durch die getesteten US-Sleeves mit der Kompressionstärke von 20-30 mm Hg wird in den Lokomotionsarten Gehen und Rennen eine signifikante Reduktion der erhobenen Beanspruchungsparameter rms und CMAPD bewirkt. Die Voraussetzung dafür sind dynamische Situationen, die nicht unmittelbar zu einer Ermüdung der Muskulatur führen oder bei denen nicht bereits ermüdete Muskulatur vorliegt. Die Bedeutung von systematischen Reduktionen der muskulären Aktivierung liegt darin, dass eine muskuläre Beanspruchung des Unterschenkels beim Tragen der US-Sleeves mit einer Verzögerung der eintretenden muskulären Ermüdung einhergeht. Somit kann die Aussage getroffen werden, dass die getesteten US-Sleeves unter oben genannten Bedingungen zu einer besseren muskulären Laufleistung beitragen.

Zum Verständniss der genauen physiologischen Mechanismen, die durch Kompression zur Reduktion der muskulären Aktivierung führen, konnten unsere Studienergebnisse nicht maßgeblich beitragen. In der bisherigen Forschung wird der Kompression in der Dynamik eine reduzierende Wirkung auf das venöse Pooling, ein positiver Einfluss auf Parameter der Laufleistung und zum Teil ein senkender Effekt auf die  $\text{VO}_2$  zugeschrieben. Zudem wird über signifikante Auswirkungen der komprimierenden Sleeves auf die Dämpfung von schrittinduzierten Stoßkräften berichtet. Faktoren, die den Effekt der US-Sleeves beeinflussen und zu deren Einfluss wir anhand unserer Messungen eine Aussage treffen können, sind die Kompressionsstärke sowie die unterschiedlichen Lokomotionsarten- und Geschwindigkeiten selber. Ergebnisse einer Zusatzuntersuchung mit US-Sleeves einer höheren Kompressionsklasse die im Rahmen dieser Studie erfolgte deuten darauf hin, dass die Unterschenkelmuskulatur in der dynamischen Situation unter diesen Bedingungen einen Verlust des vorher vorhandenen Kompressionseffekts aufweist. Der Effekt der US-Sleeves variierte stark in Abhängigkeit von den Lokomotionsgeschwindigkeiten und den individuellen Muskeln selbst. Wichtiger als die Wirkung auf die einzelnen Muskeln ist die Erkenntnis, dass die Unterschenkelmuskeln optimale Effektbereiche bei den Geh- und Laufgeschwindigkeiten aufweisen. Es konnte gesehen werden, dass die US-Sleeves beim Gehen von 6 km/h und beim Rennen von 10 km/h bei allen Testmuskeln die höchsten Reduktionswerte in der

Spitzenamplitude zeigten. Damit kann in diesen Geschwindigkeitsbereichen die ermüdungsverzögernde Wirkung der US-Sleeves am besten genutzt werden. Eine wichtige Frage beim Einsatz der US-Sleeves im Rahmen sportlicher Aktivitäten ist die Beständigkeit der von uns gemessenen Effekte, die wir anhand unserer Ergebnisse nicht beantworten können. Aktuelle Forschungsergebnisse deuten darauf hin, dass ein zuerst vorhandener aktivierungsreduzierende Effekt der US-Sleeves womöglich im Verlauf einer Laufaktivität verloren geht.

In der Aufarbeitung der zeitabhängigen Ergebnisse wurde sichtbar, dass der Effekt der US-Sleeves in Phasen hoher und niedriger muskulärer Aktivität auftrat. Eine naheliegende Überlegung wäre somit, dass der Kompressionsdruck der US-Sleeves in beiden Phasen, trotz entgegengesetzter Auswirkung auf den IMD zur Reduktion der muskulären Aktivierung führt. Anhand dieser Erkenntnisse stellten wir die Vermutung auf, dass in Situationen der muskulären Anspannung und hohen IMD-Verhältnissen eine Reduktion des IMD erfolgt, womit, entgegen der aktuellen Forschungsmeinung, die arterielle Versorgung mit sauerstoffreichem Blut positiv beeinflusst wird. Den Effekt der US-Sleeves in Phasen niedriger muskulärer Aktivität stellen wir in Verbindung mit der in der Forschung bekannter stabilisierenden Wirkung der Kompression auf die venöse Hämodynamik, womit eine effektive Entsorgung der metabolischen Nebenprodukte gewährleistet wird. Diese Vermutungen können anhand der rein elektrophysiologischen Studienergebnisse nicht belegt werden, allerdings sehen wir in dieser Theorie einen ernstzunehmenden Ausgangspunkt für weiterführende Forschungsarbeiten.

## 8. Literatur- und Quellenverzeichnis

- Abuown A, Shami SK, Chittenden SJ, Farrah J, Scurr JH, Smith PDC. 1994. Microangiopathy of the Skin and the Effect of Leg Compression in Patients with Chronic Venous Insufficiency. *Journal of Vascular Surgery*, 19 (6):1074-1083.
- Aumüller G. 2010. Anatomie. Thieme.
- Aumüller G, Aust G, Doll A. 2010. Duale Reihe Anatomie.
- Basmajian JV, De Luca CJ. 1985. *Muscles Alive*. 5 Aufl. Baltimore, London, Sydney: Williams and Wilkins.
- Benko T, Kalik I, Chetty MN. 1999. The physiological effect of graded compression stockings on blood flow in the lower limb: An assessment with colour Doppler ultrasound. *Phlebology*, 14 (1):17-20.
- Borg G. 1970. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rehabil Med*, 2 (2):92-98.
- Boyer KA, Nigg BM. 2006. Soft tissue vibrations within one soft tissue compartment. *Journal of Biomechanics*, 39 (4):645-651.
- Bramble DM, Lieberman DE. 2004. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432 (7015):345-352.
- Bringard A, Perrey S, Belluye N. 2006a. Aerobic energy cost and sensation responses during submaximal running exercise positive effects of wearing compression tights. *International Journal of Sports Medicine*, 27 (5):373-378.
- Bringard A, Denis R, Belluye N, Perrey S. 2006b. Effects of compression tights on calf muscle oxygenation and venous pooling during quiet resting in supine and standing positions. *J Sports Med Phys Fitness*, 46 (4):548-554.
- Brinkmann C, Hermann R, Ruhl E, et al. 2016. Effects of Wearing Compression Stockings on the Physical Performance of T2DM Men with MetS. *International Journal of Sports Medicine*, 37 (5):347-353.
- Carrier DR, Anders C, Schilling N. 2011. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 108 (46):18631-18636.
- Castilho Junior OT, Dezotti NRA, Dalio MB, Joviliano EE, Piccinato CE. 2018. Effect of graduated compression stockings on venous lower limb hemodynamics in healthy amateur runners. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord*, 6 (1):83-89.
- Cavanaugh MT, Quigley PJ, Hodgson DD, Reid JC, Behm DG. 2016. Kinesiology Tape or Compression Sleeve Applied to the Thigh Does Not Improve Balance or Muscle Activation before or Following Fatigue. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30 (7):1992-2000.
- Cohen J. 1988. *Statistical Power for the Behavioural Sciences*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum.
- Crenshaw AG, Karlsson S, Gerdle B, Friden J. 1997. Differential responses in intramuscular pressure and EMG fatigue indicators during low-vs. high-level isometric contractions to fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica*, 160 (4):353-361.
- De Luca CJ. 1979. Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. *IEEE Trans Biomed Eng*, 26 (6):313-325.
- Doan B, Kwon Y-H, Newton R, et al. 2003. Evaluation of a lower-body compression garment. *Journal of Sports Sciences*, 21 (8):601-610.
- Fischer T. 2002. Oberflächen-EMG-Untersuchungen zum Kontraktionsverhalten der Skelettmuskulatur unter lokaler Wärmeanwendung: LMU München.



- Freiwald J, Baumgart C, Konrad P. 2007. Einführung in die Elektromyographie. Balingen: Spitta.
- Hemmelmann C, Ziegler A, Guiard V, Weiss S, Walther M, Vollandt R. 2008. Multiple test procedures using an upper bound of the number of true hypotheses and their use for evaluating high-dimensional EEG data. *J Neurosci Methods*, 170 (1):158-164.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10 (5):361-374.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman DF, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development b.v.
- Hollmann W, Strüder HK. 2009. Sportmedizin: Grundlagen für körperliche Aktivität, Training und Präventivmedizin; mit 91 Tabellen. Schattauer Verlag.
- Hottenrott K, Gronwald T, Neumann G. 2011. Verletzungsprävention durch Verbesserung der neuromuskulären Bewegungskontrolle. *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie - Sports Orthopaedics and Traumatology*, 27 (4):274-282.
- Houghton LA, Dawson B, Maloney SK. 2009. Effects of wearing compression garments on thermoregulation during simulated team sport activity in temperate environmental conditions. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12 (2):303-309.
- Jensen BR, Jorgensen K, Sjogaard G. 1994. The Effect of Prolonged Isometric Contractions on Muscle Fluid Balance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 69 (5):439-444.
- Kapandji IA. 2009. Funktionelle Anatomie der Gelenke. Obere Extremität - Untere Extremität - Rumpf und Wirbelsäule. 5 Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Kemmler W, von Stengel S, Kockritz C, Mayhew J, Wassermann A, Zapf J. 2009. Effect of Compression Stockings on Running Performance in Men Runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23 (1):101-105.
- Kerhervé HA, Samozino P, Descombe F, Pinay M, Millet GY, Pasqualini M, Rupp T. 2017. Calf Compression Sleeves Change Biomechanics but Not Performance and Physiological Responses in Trail Running. *Frontiers in Physiology*, 8.
- Konrad P. 2005. EMG-Fibel – Eine praktische Einführung in die kinesiologische Elektromyographie Noraxon INC. USA.
- Kraemer WJ, Bush JA, Newton RU, et al. 1998. Influence of a compression garment on repetitive power output production before and after different types of muscle fatigue. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*, 8 (2):163-184.
- Lieberman DE, Bramble DM. 2007. The evolution of marathon running : capabilities in humans. *Sports Med*, 37 (4-5):288-290.
- Lohman EB, Balan Sackiriyas KS, Swen RW. 2011. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport*, 12 (4):151-163.
- Lovejoy CO. 1988. Evolution of human walking. *Sci Am*, 259 (5):118-125.
- Lucas-Cuevas AG, Priego-Quesada JI, Aparicio I, Gimenez JV, Llana-Belloch S, Perez-Soriano P. 2015. Effect of 3 Weeks Use of Compression Garments on Stride and Impact Shock during a Fatiguing Run. *International Journal of Sports Medicine*, 36 (10):826-831.
- Lucas-Cuevas AG, Priego Quesada JI, Gimenez JV, Aparicio I, Cortell-Tormo JM, Perez-Soriano P. 2017. Can Graduated Compressive Stockings Reduce Muscle Activity During Running? *Res Q Exerc Sport*, 88 (2):223-229.

- Luttmann A. 1996. [Detection of muscle fatigue with electromyography]. *Wien Med Wochenschr*, 146 (13-14):374-376.
- Maton B, Thiney G, Ouchene A, Flaud P, Barthelemy P. 2006a. Intramuscular pressure and surface EMG in voluntary ankle dorsal flexion: Influence of elastic compressive stockings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16 (3):291-302.
- Maton B, Thiney G, Dang S, Tra S, Bassez S, Wicart P, Ouchene A. 2006b. Human muscle fatigue and elastic compressive stockings. *European Journal of Applied Physiology*, 97 (4):432-442.
- McGill KC. 2004. Surface electromyogram signal modelling. *Med Biol Eng Comput*, 42 (4):446-454.
- Miyamoto N, Hirata K, Mitsukawa N, Yanai T, Kawakami Y. 2011. Effect of pressure intensity of graduated elastic compression stocking on muscle fatigue following calf-raise exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21 (2):249-254.
- Montgomery WH, 3rd, Pink M, Perry J. 1994. Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. *Am J Sports Med*, 22 (2):272-278.
- Mörl F, Anders C, Grassme R. 2010. An easy and robust method for ECG artifact elimination of SEMG signals Aalborg: Omnipress.
- Neumann DA. 2013. *Kinesiology of the Musculoskeletal System - E-Book: Foundations for Rehabilitation*. Elsevier Health Sciences.
- Nigg BM, Wakeling JM. 2001. Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exerc Sport Sci Rev*, 29 (1):37-41.
- Novacheck TF. 1998. The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7 (1):77-95.
- Perry J, Burnfield J, Cabico LM. 2010. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2 Aufl. Thorofare: Slack Inc.
- Petrofsky J, Laymon M. 2005. Muscle temperature and EMG amplitude and frequency during isometric exercise. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 76 (11):1024-1030.
- Pleket HW. 2004. The Olympic Games in antiquity. *European Review*, 12 (3):401-413.
- Plisky PJ, Gorman PP, Butler RJ. 2009. The Reliability of an Instrumented Device for Measuring Components of the Star Excursion Balance Test. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 4 (2):92-99.
- Rivas E, Smith JD, Sherman NW. 2017. Leg compressions improve ventilatory efficiency while reducing peak and post exercise blood lactate, but does not improve perceived exertion, exercise economy or aerobic exercise capacity in endurance-trained runners. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 237:1-6.
- Sink CA, Mvududu NH. 2010. Statistical power, sampling, and effect sizes three keys to research relevancy. *Counseling Outcome Research and Evaluation*, 1 (2):1-18.
- Sippel K, Jünger M. 2006. Kompressionstherapie bei Varikose und chronischer venöser Insuffizienz. *Gefäßchirurgie*, 11 (3):203-216.
- Sjogaard G. 1988. Muscle energy metabolism and electrolyte shifts during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiol Scand*, 134 (2):181-187.
- Sjogaard G, Adams RP, Saltin B. 1985. Water and ion shifts in skeletal muscle of humans with intense dynamic knee extension. *Am J Physiol*, 248 (2 Pt 2):R190-196.
- Stickford ASL, Chapman RF, Johnston JD, Stager JM. 2015. Lower-Leg Compression, Running Mechanics, and Economy in Trained Distance Runners. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10 (1):76-83.
- Stroß M. 2015. *Technische Hilfsmittel im Sport : ein Spannungsfeld zwischen Training und Wettkampf [Dissertation]*. Hamburg: TU Darmstadt.

- Tschapek M. 2017. Der Einfluss von lumbalen Rückenschmerzen auf das somatosensorische Nervensystem, die muskuläre Aktivität und das Bewegungsverhalten während dynamischer und sich wiederholender Hebelbelastung Göttingen: Georg-August-Universität zu Göttingen.
- Venckunas T, Trinkunas E, Kamandulis S, Poderys J, Grunovas A, Brazaitis M. 2014. Effect of Lower Body Compression Garments on Hemodynamics in Response to Running Session. Scientific World Journal.
- Verbitsky O, Mizrahi J, Voloshin A, Treiger J, Isakov E. 1998. Shock transmission and fatigue in human running. Journal of Applied Biomechanics, 14 (3):300-311.
- Wakeling JM, Jackman M, Namburete AI. 2013. The Effect of External Compression on the Mechanics of Muscle Contraction. Journal of Applied Biomechanics, 29 (3):360-364.
- Weineck J. 2004. Sportbiologie. Spitta.
- Whittle MW. 1999. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. Gait & Posture, 10 (3):264-275.
- Wiechers N. 2017. Baron Pierre de Coubertin-Vater der Spiele. Planet Wissen.
- Wiechers N, Aufmkolk T. 2017. Geschichte de Olympischen Spiele. Planet Wissen.
- Zurawski N, Scharf M. 2015. Das Anti-Doping-Gesetz Doping, Sport und Überwachung aus AthletInnen-Sicht. NK Neue Kriminalpolitik, 27 (4):399-413.

## 9. Anhang

### 9.1 Untersuchungsprotokoll

#### Protokoll BF Ermüdung (*Sleeves*) – OEMG

Name: \_\_\_\_\_

Vorname: \_\_\_\_\_

Geburtsdatum: \_\_\_\_\_

Größe: \_\_\_\_\_ cm

Gewicht: \_\_\_\_\_ kg

Aktivitätsgrad: A (1-5) Probandenangabe auf 1 cm genau

Körperfett: \_\_\_\_\_ % (Waage)

Händigkeit: ☐ rechts ☐ links Spielbein: ☐ rechts ☐ links

#### Hautfaltendicke – 4-Punkt-Methode (*3× messen – Immer die linke Seite messen!*)

Biceps (Arm locker hängen lassen, Mitte vom Muskelbauch) \_\_\_\_\_ mm

Triceps (Arm locker hängen lassen, Mitte vom Muskelbauch) \_\_\_\_\_ mm

Subscapular (unter Angulus inferior der Scapula) (45° lateral) \_\_\_\_\_ mm

Suprailiacal (über Crista iliaca, auf Midaxillarlinie) (45° ventral) \_\_\_\_\_ mm

Summe: \_\_\_\_\_ mm

Oberschenkel (Vorderseite, Mitte in Längsrichtung) \_\_\_\_\_ mm

Wade (Rückseite, Mitte in Längsrichtung im oberen Drittel) \_\_\_\_\_ mm

☐ OS

☐ US

Umfang (*immer distal*): \_\_\_\_\_ cm

Länge: \_\_\_\_\_ cm

Oberschenkel (OS): bei 90° gebeugtem Knie oberhalb Kniekehle;

Umfangmaß distal – eine Handbreit unterhalb der Leiste

Unterschenkel (US): oberhalb Malleoli;

Umfangmaß distal – unterhalb Kniekehle

Größe *Sleeve*: \_\_\_\_\_ (S,M,L,XL)

Länge *Sleeve*: \_\_\_\_\_ (short, long, X long)

System: ToM (48 Kanäle)

bipolar, gain: 1000 (*Verstärker-Drehschalter MUSS auf I stehen*)

Abtastezeit, AD: 2048/s

Muskel/ Kanalbelegung			Lokalisation & Orientierung
M. tibialis anterior	li 1 (1)	re 12 (17)	2/3 Distanz Caput fibulae – Malleolus medialis, auf Linie
M. fibularis longus	li 2 (2)	re 13 (18)	3/4 Distanz Caput fibulae – Malleolus lateralis, auf Linie
M. gastrocnemius Caput laterale	li 3 (3)	re 14 (19)	auf höchster Erhebung des Muskelbauches
M. gastrocnemius Caput mediale	li 4 (4)	re 15 (20)	auf höchster Erhebung des Muskelbauches
M. soleus	li 5 (5)	re 16 (21)	2/3 Distanz Malleolus medialis – Femurcondylus medialis
M. rectus femoris	li 6 (6)	re 17 (22)	Mitte Distanz SIAS – Oberkante Patella, auf Linie
M. vastus medialis	li 7 (7)	re 18 (23)	8/10 Distanz SIAS – medialer Gelenkspalt, 80° zur Linie
M. vastus lateralis	li 8 (8)	re 19 (24)	Linie zwischen SIAS und Lateralkante der Patella, 2/3 distal
M. biceps femoris	li 9 (9)	re 20 (25)	Mitte Distanz Tuber ischiadicum – Epicondylus lat. tibiae
Mm. semitendin./semimembran.	li 10 (10)	re 21 (26)	Mitte Distanz Tuber ischiadicum – Epicondylus med. tibiae
M. gluteus medius	li 11 (11)	re 22 (27)	Mitte Distanz Crista iliaca – Trochanter major
EKG	nur links: 23 (15)		über Herzachse, mit Masse auf Sternum
Druck Ferse	li 24 (16)	re 25 (32)	unter Ferse

Alle Messungen in eigenen **Sportschuhen**! Messungen auf **Laufband** mindestens 30 Schritte.

**MZP 1**☐ OS ☐ US☐ Sleeve☐ Kontrolle**Referenz 1\_1:** Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden

c \_\_\_\_\_. mes

**Gehen:** 6 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

4 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

8 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

**Rennen:** 10 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

12 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

8 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

14 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

**Referenz 1\_2:** Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden, mit Sleeve c \_\_\_\_\_. mes**Gehen:** 6 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_\_. mes

4 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_\_. mes

8 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_\_. mes

**Rennen:** 10 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_\_. mes

12 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_\_. mes

8 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_\_. mes

14 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_\_. mes

**Ermüdung (modifizierter Wandsitz)** Beginn der Belastung Marker 1, Ende der Belastung  
Marker 2

Dauer der Belastung: \_\_\_\_ : \_\_\_\_ min Abstand Wand-Vorderkante: \_\_\_\_ cm c \_\_\_\_\_. mes

BORG-Skala (6-20) \_\_\_\_\_ VAS (1-10) \_\_\_\_\_

**Rennen:** 10 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

12 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

8 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

14 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

**Gehen:** 6 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

4 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

8 km/h

c \_\_\_\_\_. mes

**Referenz 1\_3:** Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden

c \_\_\_\_\_. mes

**MZP 2** (nach 4 Wochen)☐ OS ☐ US☐ Sleeve☐ Kontrolle**Referenz 2\_1:** Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden

c \_\_\_\_ . mes

**Gehen:** 6 km/h

c \_\_\_\_ . mes

4 km/h

c \_\_\_\_ . mes

8 km/h

c \_\_\_\_ . mes

**Rennen:** 10 km/h

c \_\_\_\_ . mes

12 km/h

c \_\_\_\_ . mes

8 km/h

c \_\_\_\_ . mes

14 km/h

c \_\_\_\_ . mes

**Referenz 2\_2:** Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden, mit Sleeve c \_\_\_\_ . mes**Gehen:** 6 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_ . mes

4 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_ . mes

8 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_ . mes

**Rennen:** 10 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_ . mes

12 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_ . mes

8 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_ . mes

14 km/h mit Sleeve

c \_\_\_\_ . mes

**Ermüdung (modifizierter Wandsitz)** Beginn der Belastung Marker 1, Ende der Belastung Marker 2

Dauer der Belastung: \_\_\_\_ : \_\_\_\_ min Abstand Wand-Vorderkante: \_\_\_\_ cm c \_\_\_\_ . mes

BORG-Skala (6-20) \_\_\_\_\_ VAS (1-10) \_\_\_\_\_

**Rennen:** 10 km/h c \_\_\_\_ . mes

12 km/h c \_\_\_\_ . mes

8 km/h c \_\_\_\_ . mes

14 km/h c \_\_\_\_ . mes

**Gehen:** 6 km/h c \_\_\_\_ . mes

4 km/h c \_\_\_\_ . mes

8 km/h c \_\_\_\_ . mes

**Referenz 2\_3:** Stehen in Ruhe, Arme normal, 20 Sekunden c \_\_\_\_ . mes

## **9.2 Probandenaufklärung**

### **Einflüsse von Bein-Tubes auf die Muskelaktivität vor und nach einer standardisierten Ermüdung der Beinmuskulatur.**

#### **Hintergrund**

Im (Leistungs-) Sport genießen Maßnahmen zur Erhöhung der Ermüdungsresistenz während Belastungen und der Beschleunigung der Regeneration nach erfolgten Beanspruchungen besondere Aufmerksamkeit. Eine häufig angewendete Methode ist das Tragen komprimierender Kleidung (Socken, Kniestrümpfe, Trikots). In Studien wurden Effekte komprimierender Hilfen auf eine Vielzahl von Belastungs- (kardiovaskuläre, kardiorespiratorische, metabolische) und Leistungsparameter (Zeit bis Erschöpfung, Sprintschnelligkeit, Kraftleistung) während unterschiedlicher Belastungsmodi (Sprung, Sprint, Ausdauerlauf) untersucht. Bisher adressierten jedoch nur wenige Untersuchungen mögliche neuromuskuläre Auswirkungen nach akuten Applikationen von komprimierenden Hilfen.

#### **Ziel der Studie**

Ziel dieser Studie ist es, Einflüsse von komprimierenden Bein-Tubes auf die Muskelaktivität vor und nach einer standardisierten Ermüdung der Beinmuskulatur zu untersuchen.

#### **Untersuchungsablauf**

Die Untersuchung ist nicht-invasiv (unblutig), die verwendeten Messmethoden sind ungefährlich. Schmerzen, Verletzungen oder Nebenwirkungen müssen Sie somit nicht befürchten. Die Untersuchung findet während des Gehens oder Rennens mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten auf einem Laufband statt. Die höchste dabei mögliche Belastung ist das Rennen bei 14 km/h. Außerdem sollen Sie zwischen den Messungen auf dem Laufband, den sogenannten Wandsitz (ein statischer Ausdauer-Test für die Beinmuskulatur) möglichst bis zur individuellen muskulären Erschöpfung halten. Die Untersuchung wird in identischer Art und Weise zu zwei

Untersuchungszeitpunkten durchgeführt: U1 mit und U2 ohne Tragen von komprimierenden Tubes. Während dieser Untersuchung wird die elektrische Aktivität Ihrer Beinmuskeln an der Körperoberfläche gemessen. Für diese EMG-Messung werden Ihnen Messsensoren auf der Haut befestigt. Es muss also während der Messung Kleidung getragen werden, die den Unterschenkel und größere Teile des Oberschenkels frei lässt. Zudem müssen stark behaarte Hautareale vor der Messung rasiert werden.

Der zeitliche Ablauf dieser Untersuchungen setzt sich aus einer Vorbereitungszeit von etwa 35 Minuten, und einer Messzeit von etwa 45 Minuten zusammen. Alle Untersuchungsschritte werden Ihnen genau erklärt.

Die bei der Messung erhobenen Daten erfolgt in pseudonymisierter Form. Hierdurch wird sichergestellt, dass aus den verwendeten Daten keine Rückschlüsse auf Ihre Person möglich sind.

Die Studie wurde durch die Ethikkommission der Friedrich-Schiller Universität befürwortet. Sie können ohne Angabe von Gründen zu jedem Zeitpunkt die Teilnahme an einzelnen Studienabschnitten ablehnen oder die Untersuchungen ganz abbrechen. Bei Teilnahmeabbruch entstehen Ihnen keinerlei Nachteile.

Wir würden uns sehr freuen, wenn Sie an der Untersuchung teilnehmen können. Für Sie bestehen keine erkennbaren Risiken.

Wir danken Ihnen für Ihre Bereitschaft zur Teilnahme an der geplanten Untersuchung.



### 9.3 Einverständniserklärung

#### **Einflüsse von Bein-Tubes auf die Muskelaktivität vor und nach einer standardisierten Ermüdung der Beinmuskulatur.**

---

Name, Vorname, Geburtsdatum des **Probanden/Patienten**

Ich wurde durch \_\_\_\_\_

(Name, Vorname, Telefonnummer des aufklärenden Arztes)

über die Studie informiert. Ich habe die schriftliche Patienteninformation zur oben genannten Studie erhalten. Mir wurde eine Kopie meiner unterschriebenen Einwilligungserklärung zur Teilnahme ausgehändigt. Ich habe beide Dokumente gelesen und verstanden. Ich wurde ausführlich – mündlich und schriftlich - über das Ziel, den Verlauf der Studie, Chancen und Risiken der Untersuchung, meine Rechte und Pflichten und die Freiwilligkeit der Teilnahme aufgeklärt.

Ich hatte Gelegenheit Fragen zu stellen. Diese wurden mir zufriedenstellend und vollständig beantwortet. Zusätzlich zur schriftlichen Patienteninformation wurden folgende Punkte besprochen:

---

---

---

---

Ich wurde darüber informiert, dass die Teilnahme an der Studie freiwillig ist und dass ich meine Einwilligung jederzeit und ohne Angabe von Gründen widerrufen kann, ohne dass mir dadurch Nachteile bei der weiteren Behandlung entstehen.

**Datenschutzhinweis:**

**Ich erkläre, dass ich mit der erfolgenden Aufzeichnung von pseudonymisierten Studien- und personenbezogenen Daten einverstanden bin.**

\_\_\_\_\_  
Ort/Datum

\_\_\_\_\_  
Unterschrift aufklärender Arzt

\_\_\_\_\_  
Ort/Datum

\_\_\_\_\_  
Unterschrift Proband/Patient/-in

## **9.4 Danksagung**

An erster Stelle möchte ich mich bei Prof. Dr. med. Christoph Anders für die fantastische Betreuung bedanken, die er über die gesamte Zeit der Fertigstellung dieser Arbeit unermüdlich leistete.

Mein Dank gehört auch all den Mitarbeitern des Motoriklabors, die mich bei der Suche nach Problemlösungen tatkräftig unterstützt haben.

Auch für das fleißige Korrekturlesen und die moralische Unterstützung seitens meiner Eltern und Judit, möchte ich mich ganz herzlich bedanken.

## 9.5 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich ehrenwörtlich,

- dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist;
- dass ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind;
- dass die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde;
- dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
- dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe;
- dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe;
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

apl. Prof. Dr. Christoph Anders, Jena.

Naumburg, den 27.4.2019



---

Martin Bina